

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
der Ludwig–Maximilians–Universität München
Direktor: Professor Dr. Dr. h. c. W. Gernet

**In-vitro–Untersuchungen zum Verschleiß von
Dentalkeramiken und Zahnhartsubstanz**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig–Maximilians–Universität zu München

vorgelegt von
Thomas Johannes Schneider
aus München
2009

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Professor Dr. Dr. h. c. W. Gernet

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Christoph Benz
Prof. Dr. Dr. Heinz Kniha

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. K. Spiegl

Dekan: Professor Dr. Dr. h. c. M. Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 15.12.2009

In Dankbarkeit meiner Familie gewidmet.

1	Einleitung	1
2	Literaturübersicht	3
2.1	Abrieb und Verschleiß	3
2.2	Tribologie	6
2.3	Klinische Verschleißsituation	7
2.3.1	Physiologischer Substanzverlust	7
2.3.2	Pathologischer Substanzverlust	8
2.4	Kybernetischer Regelkreis	9
2.5	In-vitro-Verschleißsimulation	10
2.5.1	Zahnbürstenabrasion	11
2.5.2	Pin-on-Disc	11
2.5.3	Komplexe Kausimulatoren	12
2.5.4	ACTA-Maschine	13
2.6	Verschleißquantifizierung	16
2.6.1	Subjektive Verfahren	16
2.6.2	Objektive Verfahren	17
2.6.2.1	<i>Volumetrische Verfahren</i>	18
2.6.2.2	<i>Mechanische Verfahren</i>	18
2.6.2.3	<i>Rasterelektronenoptische Verfahren</i>	20
2.6.2.4	<i>Optische Verfahren</i>	20
2.6.2.5	<i>Laserscanner</i>	21
2.7	Auswertung	22
2.8	Kaukräfte	23
2.9	Dentalkeramiken	24
2.10	Herstellung keramischer Werkstoffe	25
2.10.1	Sintern	25
2.10.2	Pressen	26
2.10.3	Fräsen	26

2.11	Aufbau keramischer Werkstoffe	26
2.11.1	Metallkeramik	26
2.11.2	Vollkeramik	27
2.12	Bearbeitung keramischer Werkstoffe	27
2.12.1	Schleifen	27
2.12.2	Honen	28
2.12.3	Polieren	28
2.12.4	Läppen	29
2.13	Keramikoberfläche	29
3	Fragestellung	31
4	Material und Methode	32
4.1	Vorversuche	32
4.2	Material	33
4.2.1	Trägermaterial	33
4.2.2	Zement	33
4.2.3	Zahnhartsubstanzen	33
4.2.4	Abrasionsmedium	34
4.2.5	Probenmaterial	34
4.3	Methode	36
4.3.1	Probenherstellung	37
4.3.1.1	<i>Probenradherstellung</i>	37
4.3.1.2	<i>Erstes Rundschleifen des Probenrades (Vorgrinden)</i>	38
4.3.1.3	<i>Einpassen der Keramikproben</i>	39
4.3.1.4	<i>Einpassen der Schmelzproben</i>	41
4.3.1.5	<i>Zweites Rundschleifen des Probenrades (Nachgrinden)</i>	42
4.3.2	Laserscan	43
4.3.3	Abrasionsversuch	44
4.3.4	Auswertung mit dem Match–3D–Programm	44
4.3.5	Statistische Auswertung	47
4.3.6	Herstellung von REM–Proben und Photographien	48

5	Ergebnisse	50
5.1	Graphische Darstellung der Abrasion	51
5.1.1	Gesamtübersicht aller getesteten Materialien	51
5.1.2	Darstellung aller getesteter Materialien getrennt nach Zyklen	54
5.1.3	Übersicht der Keramiken	58
5.1.4	Darstellung der Keramiken getrennt nach Zyklen	59
5.2	Statistische Auswertung	63
5.2.1	Kruskal–Wallis – Analyse	63
5.2.2	Mann–Whitney–U–Test	64
5.3	Relative Verschleißbestimmung	70
5.4	Lineare Regression	71
6	Diskussion	85
6.1	Methodik	85
6.1.1	In–vitro–Abrasion	85
6.1.2	Probenherstellung	86
6.1.3	Versuchsdurchführung	88
6.1.4	Probenvermessung	89
6.1.5	Auswertung der Messergebnisse	91
6.2	Ergebnisse	92
6.3	REM–Aufnahmen	95
7	Zusammenfassung	103
8	Literaturverzeichnis	105
9	Bilderteil	123

10	Anhang	197
10.1	Numerische Darstellung der Ergebnisse	197
10.2	Scannereinstellung	204
10.3	Curriculum Vitae	205
10.4	Danksagung	207

1 Einleitung

Der Verlust der Zahnhartsubstanz im menschlichen Gebiss ist eine natürliche Verschleißerscheinung [193]. Die in der Literatur als physiologisch bezeichneten Abrasionen entstehen abhängig von Nahrungskonsistenz und individueller Kaukraft. Sie können durch pathologische Vorgänge wie Funktionsstörungen und Säureeinwirkung noch verstärkt werden. Abrasion oder Abrieb ist in der Mundhöhle ein komplexer Vorgang mit multiplen Faktoren. Es ist nicht nur ein technisches Phänomen, sondern gehorcht den Gesetzen der Tribologie.

Das Zusammenspiel zwischen den einzelnen Bestandteilen des stomatognathen Systems bildet einen kybernetischen Regelkreis. Hiermit ist das Kauorgan in der Lage, durch „Triggern“ und damit gezielter Abnutzung, kleine Okklusionsstörungen zu eliminieren [19]. Große Differenzen im Verschleißverhalten von Zahnhartsubstanz und Restaurationmaterial können jedoch diesen Mechanismus überfordern und über einen längeren Zeitraum hin zu weitgreifenden Problemen und funktionellen Störungen führen [35, 153, 182]. Die klinische Verschleißrate dentaler Restaurationmaterialien sollte daher ein ähnliches Abrasionsverhalten wie natürlicher Zahnschmelz zeigen, um eine langfristige Funktionstüchtigkeit der zahnärztlich-prothetischen Versorgung zu gewährleisten, sowie im Kauorgan ein gleichmäßiges Abrasionsmuster zu ermöglichen [50].

Besonders der häufige Patientenwunsch nach einer zahnfarbenen Versorgung hat zur Entwicklung neuer Restaurationmaterialien geführt und Studien in der Werkstoffkunde vorangetrieben. Neben den Studien zur Bruchbelastung, Sprödigkeit und Druckfestigkeit, wurden auch Studien zum Abrasionsverhalten der Werkstoffe und deren Einfluss auf antagonistische Zähne durchgeführt.

Klinische In-vivo-Studien haben sich jedoch als kostspielig, langwierig und teils wenig aussagekräftig erwiesen. Daher wurden zahlreiche Kausimulatoren entwickelt, um mit In-vitro-Studien genauere Ergebnisse zu ermöglichen [18, 22, 24, 25, 30, 34, 99, 111, 123, 124, 157, 180, 181].

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, mittels eines Kausimulators das Abrasionsverhalten einiger ausgewählter aktueller Dentalkeramiken im Vergleich zum natürlichen Zahnschmelz zu untersuchen.

Klinisch stellt sich Verschleiß meist in Form von Schliffacetten dar. Diese Schliffacetten können unterschiedlich ausgeprägt sein. Die nachfolgenden Bilder (Abbildung 1 bis 4) zeigen einen Patientenfall mit ausgeprägten Abrasionen.



Abb. 1: Verlust der Schneidekantenlänge



Abb. 2: Anzunehmende ursprüngliche Schneidekantenlänge



Abb. 3: Deutliche Schlifffacetten



Abb. 4: Farblich markierte Schlifffacetten

2 Literaturübersicht

2.1 Abrieb und Verschleiß

Verschleiß von Werkstoffen ist ein alltägliches Problem. Er tritt immer dann auf, wenn zwei sich berührende Oberflächen aneinander vorbei gleiten. *De Gee et al.* [22] definierten Verschleiß als „gradueller Substanzverlust an der Oberfläche eines Körpers als Folge chemischer und physikalischer Einwirkungen“. In *DIN 50320* (Deutsches Institut für Normung) wurde versucht den Begriff „Verschleiß“ allgemein und unabhängig vom Material zu definieren: „Verschleiß ist der fortschreitende Materialverlust aus der Oberfläche eines festen Körpers, hervorgerufen durch mechanische Ursachen, das heißt Relativbewegung eines festen, flüssigen oder gasförmigen Körpers gegen einen Gegenkörper“ [32]. Diese Norm wurde jedoch 1979 wegen mangelnder Überarbeitung zurückgezogen.

In der Zahnmedizin gibt es keine allgemeingültige Definition. Erst neue Untersuchungen über unterschiedliche Formen und Ursachen des Substanzverlusts von Zähnen führten zu präzisen Begriffsbestimmungen [19, 20, 56, 104, 120, 149, 158]. Man unterscheidet:

Abrasion:	Pathologischer Abrieb bedingt durch Reibung aus Nahrung und Umwelt unabhängig von Interkuspitation. [58]
Demastikation:	Abrieb als Folge der Zerkleinerung von Nahrung und den darin vorhandenen abrasiven Bestandteilen.
Attrition:	Allmählicher Zahnhartsubstanzverlust an den Kauflächen oder den Schneidekanten durch alleinigen, direkten Kontakt der Antagonisten. Physiologisch beim Schlucken und Sprechen; Pathologisch durch Pressen, Knirschen und Fehlstellungen.
Erosion:	Zahnhartsubstanzverluste aufgrund chemischer Prozesse induziert durch den Genuss von Nahrungsmitteln mit niedrigem pH-Wert, nicht jedoch durch bakteriellen Einfluss.

Stauchungsfraktur:	Zervikal lokalisierte Substanzverluste aufgrund von Zerrüttung durch zyklische Überbelastung.
Abrosion:	Iatrogener Substanzverlust erzeugt durch abrasive Suspension mit niedrigem pH-Wert zur Entfernung von Verfärbungen (Akronym aus Abrasion und Erosion) [56].
Oberflächenzerrüttung:	Dies ist ein Verschleißmechanismus, der durch wechselnde mechanische Spannungen hervorgerufen wird. Folge: Zerrüttung der Oberfläche, d.h. Entstehen und wachsen von Mikrorissen in den oberflächennahen Werkstoffschichten [59].
Tribochemische Reaktion:	Bildung von Zwischenschichten, z.B. Oxidschichten, als Folge chemischer Reaktionen und ihre Zerstörung durch Bewegung der Bauteile, genannt Triboxidation oder Reaktionsschichtverschleiß. Er tritt fast immer zusammen mit adhäsivem Verschleiß auf. Dieser Verschleißmechanismus, der durch chemische Reaktion und mechanische Zerstörung der Reaktionsschicht entsteht, ist eine tribochemische Reaktion [59].
Adhäsiver Verschleiß:	Substanzverlust durch Abscheren von Randschichten sich berührender Bauteile, welche auf molekularer Ebene eine Haftverbindung eingegangen sind. Diese Haftverbindung kommt durch molekulare Rauheiten zustande, welche zu lokal hohem Anpressdruck führen. Somit können atomare Abstoßkräfte überwunden werden. Hierbei entstehen Löcher und schuppenartige Teilchen, welche meist an der Gleitfläche des härteren Partners hängen bleiben [184].

Diese Einteilung spielt im Rahmen von Versuchen eine bedeutende Rolle. Es muss erwähnt werden, dass sich diese Prozesse überlagern können, so dass eine eindeutige ätiologische Zuweisung klinisch oft nicht möglich ist. In der Zahnmedizin spielen

primär jedoch Abrasion und Oberflächenzerrüttung, sowie in geringerem Maße die tribochemische Reaktion, eine Rolle [69]. Am 01.09.2005 wurde eine Stellungnahme der DGFDT (Arbeitsgemeinschaft für Funktionsdiagnostik und Therapie) und der DGZPW (Deutsche Gesellschaft für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde) verabschiedet [71], die mit *Kunzelmann* übereinstimmt. Es besteht jedoch keine ISO Normierung. Um eine Standardisierung zu erreichen, wurde 1998 das „International FDI Science Commission Project“ unter Leitung von *Hickel* und *Reich* (München) gestartet.

Betrachtet man abrasiven Verschleiß näher, lässt sich erkennen, dass die Oberfläche eines Werkstoffes durch harte Bestandteile geschädigt wird. Diese harten Bestandteile können wie von *Kunzelmann* [104] beschrieben am Gegenkörper fest verankert sein ("2-Körper-Verschleiß": Grundkörper + Gegenkörper) oder sich frei beweglich zwischen den Oberflächen befinden ("3-Körper-Verschleiß" = Grundkörper + Zwischenmedium + Gegenkörper). *Bream et al.* [10] beschreibt 2-Körper-Verschleiß als Attrition und 3-Körper-Verschleiß als Abrasion. Die harten Abrasivkörper bewirken Substanzverlust durch vier Grundmechanismen: Mikropflügen (microploughing), Mikrospanen (microcutting), Mikroermüden (microfatigue) und Mikrobrechen (microcracking). In der Regel wirken beim Verschleiß diese Mechanismen gleichzeitig. Durch die Materialeigenschaften der Werkstoffe wird jedoch das Ausmaß des einzelnen Mechanismus festgelegt. Spröde Werkstoffe neigen eher zum Mikrobrechen, während zähe Materialien bevorzugt durch Mikrospanen verschleißten [69]. Der Substanzverlust insgesamt ist proportional zur Härte der beteiligten Materialien, zur Geometrie der beteiligten Partikel, zur Belastung und zur Länge der Kontaktstrecke [1].

Unabhängig von der Verschleißart lässt sich der Substanzverlust auch nach seinem zeitlichen Verlauf in linearen und nicht linearen Verschleiß unterscheiden. *Lugassy & Greener* [114], *Smith & McCabe* [179] sowie *Satou et al.* [172] stellten in ihren Untersuchungen einen linearen Verschleiß fest. Hingegen *Lutz et al.* [117], *Mitchem & Gronas* [132], *Sturdevant et al.* [183] und *Leinfelder et al.* [110] stellten einen nicht linearen Verschleiß fest. Wobei *Sturdevant* und *Leinfelder* nach *USPHS*-Kriterien [109] einen größeren Verschleiß in den ersten sechs Monaten beschreiben.

2.2 Tribologie

Tribologie ist die Wissenschaft und Technik von aufeinander einwirkenden Oberflächen in Relativbewegungen. Sie umfasst das Gesamtgebiet von Reibung, Verschleiß und Schmierung. Außerdem schließt die Tribologie entsprechende Grenzwechselwirkungen zwischen Festkörpern sowie zwischen Festkörpern und Flüssigkeiten oder Gasen ein [74].

Die Probleme von Reibung und Verschleiß sind alltägliche Probleme in vielen Bereichen des Lebens. Bis in die fünfziger Jahre basierte das Verständnis der Tribologie hauptsächlich auf empirischen Grundlagen. *Leonardo da Vinci* zeigte, dass Reibung unabhängig von der Ausdehnung der Kontaktfläche ist [160]. *Euler* und *Amonton* [160] stellten fest, dass der Betrag der Reibkraft proportional zum Betrag der Normalkraft ist und die Haftreibung (statische Reibung) größer ist als Gleitreibung (kinetische Reibung). *Coulombs* Gesetz besagt, dass die Reibkraft unabhängig von der Geschwindigkeit ist [160].

Einer der ersten Wissenschaftler, der versuchte Tribologie auf molekularer Ebene zu verstehen, war *David Tabor*, ein Physiker der Universität Cambridge, auch wenn der Begriff der Tribologie erst später entstand. Das von ihm beschriebene Adhäsionsmodell besagt, dass die reale Kontaktfläche viel kleiner ist als die geometrische. Die Anzahl der Kontakte nimmt mit der Normalkraft zu und ist unabhängig von der geometrischen Kontaktfläche. Dies bedeutet, dass der makroskopische Kontakt durch Mikrokontakte gemacht wird und die Scherung der Mikrokontakte für die makroskopische Reibung verantwortlich ist [53]. Experimente, welche die Effekte auf molekularer Ebene nachweisen konnten, waren erst zwanzig Jahre später mit den nötigen Geräten für Oberflächenanalysen möglich. Tribologische Effekte auf atomarer Skala sind erst seit den neunziger Jahren belegt. In den letzten zehn Jahren waren dann, mit dem Aufkommen schnellerer Computer und der Entwicklung von Rasterkraft- sowie Reibungskraftmikroskopen, ganz neue Untersuchungen möglich. Dies führte zur Entstehung der Nanotribologie.

Aufgabe der Tribologie ist heute, reibungs- und verschleißbedingte Energie- und Stoffverluste in Hinsicht auf einen möglichst störungsfreien Betrieb von technischen Systemen zu minimieren. Durch die positive Veränderung der aufeinander wirkenden Oberflächen in Relativbewegung (tribologisches System) wird ein höherer Wirkungsgrad und eine größere Zuverlässigkeit erreicht [74].

2.3 Klinische Verschleißsituation

Das stomatognathe System ist die Verbindung zum Verdauungstrakt und hat die Aufgabe die Nahrung für die Verdauung vorzubereiten. Dies geschieht hauptsächlich durch Zerkleinern und Zerquetschen beim Kauen. Der Nahrungsbrei wird mit Speichel vermischt und gleitfähig gemacht. Anschließend finden durch Amylasen erste Verdauungsprozesse statt.

Ober- und Unterkiefer bilden durch die Okklusion der Zähne und die Position der Kiefergelenke eine präzise abgestimmte Einheit, welche einen sensiblen Regelkreis bildet.

2.3.1 Physiologischer Substanzverlust

Die Grenze vom physiologischen zum pathologischen Abrieb ist sehr verschwommen. Eine Zuordnung ist nur unter der Einbeziehung der verschiedenen begleitenden Umstände möglich.

Als ein sehr wichtiger Faktor gilt die Gesamtberührungszeit der antagonistischen Zahnoberflächen. Bei normalem Gebrauch (Kauen und Schlucken) sind das, nach Schätzung von *Dahl et al.* [20] und *Carlsson et al.* [12] 17,5 Minuten am Tag.

Natusch und Klimm [136] fanden bei 98 % eines gesunden und beschwerdefreien Patientenguts Schliiffacetten durch Zahn–zu–Zahn–Kontakt.

Ein weiterer Faktor ist die Zusammensetzung der Nahrung [12, 159]. *Eckfeldt und Olio* [37] bestätigten in Untersuchungen, dass das Vorhandensein abrasiver Partikel mehr Einfluss hat als die Härte der Nahrung. Ebenso zeigte sich, dass die Abrasion proportional zur Partikelgröße ist [125].

Von großer Bedeutung ist auch der Säuregehalt. *Ratledge et al.* [155] bestätigten einen höheren Abrieb in einem Milieu mit niedrigem pH-Wert. Dies macht die Pufferkapazität des Speichels zu einer wichtigen Einflussgröße.

Dahl et al. [20] stellten ferner fest, dass sowohl Vorkommen, als auch Abrasionsrate mit zunehmendem Alter steigen. Heutzutage übersteigt die jährliche Abrasion natürlicher Zähne selten einen Wert von 50 µm wie verschiedene Langzeitstudien belegten [107, 134, 165, 166, 187]. Dies weist auf einen physiologisch vorkommenden Abrieb hin.

Ein Vergleich der Angaben ist jedoch schwierig, da die Ergebnisse der einzelnen Studien auf verschiedene Weise dargestellt wurden [104]. Es gibt Unterschiede in welchem Bereich der Kaufläche der Verschleiß gemessen wird und in welcher Einheit er angegeben wird.

Lang et al. [108] beschrieben den Verschleiß als Mittelwerte von Volumendaten [mm^3/mm^2]. *Roulet* [164] und *Pintado et al.* [150] machten Angaben über den maximalen Höhenverlust. *Christensen et al.* [14] beschrieben bei jungen Erwachsenen ohne okklusale Abnormalitäten im Molarenbereich eine mittlere Abrasionsrate von 20 μm im Jahr. *Lambrechts et al.* [107] gaben ihre Werte in „ μm pro Jahr“ an. Für die Verschleißrate pro Jahr von Schmelz machten sie eine Angaben von 29 μm bei Molaren und von 15 μm bei Prämolaren.

2.3.2 Pathologischer Substanzverlust

Von dem physiologischen Hartschubstanzverlust ist der pathologische Zahnhartschubstanzverlust durch Abrasion abzugrenzen. Diese Abrasionen werden durch systemische und lokale Erkrankungen ausgelöst [154]. Zwar ähneln sich die Schleifspuren im klinischen Bild [58], der größte Unterschied zum physiologischen Hartschubstanzverlust ist jedoch neben den Unterschieden im zeitlichen Verlauf und dem Aussehen der Schliffacetten [58] das deutlich erhöhte Verlustvolumen [154]. Obwohl es im Einzelnen viele Ursachen für den Substanzverlust gibt, betreffen die meisten entweder Parafunktionen oder eine falsche Zahnputztechnik [58].

Parafunktionen, wie Muskelhyperaktivität [20], sind eine Voraussetzung für pathologische Abrasionen. Eine mögliche Form ist Bruxismus. Dieser führt zu einer nachweislich signifikant erhöhten Kontaktzeit der Zähne [15, 16] und somit zu erhöhtem Abrieb. Durch Bruxismus kommt es neben dem Substanzverlust meist auch zu anderen, oft schmerzhaften Veränderungen im Kausystem. Dazu gehören zum Beispiel Kopfschmerzen, Muskelverspannungen und Knackgeräusche im Kiefergelenk. Häufig sind die Schleifspuren nicht an allen Zähnen in Ober- und Unterkiefer gleich stark ausgeprägt. Vielmehr finden sich an einzelnen Zähnen Facetten, die auf die charakteristischen Knirsch- oder Pressbewegungen hinweisen, [58] welche vom Patienten unbewusst ausgeführt werden. Dieser Substanzverlust schreitet oft sehr schnell voran. Zwar kommt es auch hier im Laufe der Zeit zu einer Kompensation,

aber häufig leiden die Betroffenen vorher an den verschiedenen, für Bruxismus typischen Krankheitssymptomen.

Eine falsche Putztechnik führt besonders in Kombination mit abrasiven Zahnpasten schnell zu Veränderungen an der Zahnhartsubstanz. Diese Veränderungen befinden sich hauptsächlich im Bereich der Zahnhäse. Häufig sind Gingivarezessionen und Hypersensibilität (Überempfindlichkeit) durch freigelegtes Dentin die Folge [86].

Ein weiterer Einflussfaktor ist Speichel. Sowohl eine unzureichende Produktion, als auch die Zusammensetzung haben großen Einfluss auf die Quantität des Verschleißes, da sie das Milieu der Mundhöhle maßgeblich bestimmen [12]. Eine verminderte Pufferkapazität kann ein Abfallen des pH-Werts nur schwach kompensieren und zu einem Säureangriff führen. Liegt zusätzlich eine verminderter Kalziumgehalt und eventuell ein erhöhter Mucingehalt vor, ist die Remineralisation nicht mehr möglich [84, 85].

Auch Krankheiten wie Bulimie, Anorexie, Reflux, und häufiges Übergeben fördern den Hartsubstanzverlust durch Erosion [36, 83, 115, 178].

2.4 Kybernetischer Regelkreis

Die Sensorik im menschlichen Gebiss ist äußerst sensibel. In Versuchen wurde gefunden, dass bereits Bisserrhöhungen von 15 µm als störend empfunden werden [88]. Registrieren die Sensoren des kybernetischen Regelsystems des Kauorgans eine Störstelle, wird, wie oben erwähnt, eine Muskelhyperfunktion hervorgerufen. Dies bewirkt an diesen Stellen einen häufigeren und längeren Kontakt und führt somit unterbewusst zu einem erhöhten Abrieb an diesen Störstellen, um wieder eine harmonische Gesamtsituation zu erreichen [35, 46, 139, 167, 177]. Der kybernetische Regelkreis des stomatognathen Systems ist somit in der Lage, geringfügige okklusale Veränderungen durch Abrieb anzupassen und auszugleichen [19]. Aber auch Umbauvorgänge vom Kiefer selbst und Veränderungen im Bewegungsablauf kompensieren solche Störgrößen [8, 113].

Können solche Störkontakte jedoch nicht beseitigt werden, kommt es langfristig zur Schädigung einzelner beteiligter Elemente des kybernetischen Systems und zu einem Einfluss auf den ganzen Körper. In der Literatur finden sich Berichte über den

Zusammenhang von Parafunktionen und chronischen Kopfschmerzen [182], aber auch über Haltungsstörungen [66].

Dies erklärt auch die Forderung der modernen Zahnmedizin nach Füllungswerkstoffen, die in ihrem Abrasivverhalten dem der natürlichen Zähne entsprechen und sich dem Abrasionsgeschehen im Kauorgan anpassen [10, 20, 106, 120, 122, 154, 175].

2.5 In-vitro-Verschleißsimulation

Klinische Studien lassen sich generell in zwei Untersuchungsmethoden einteilen. Zum einen gibt es In-vivo-Untersuchungen. Wie bereits in der Einleitung erwähnt, sind diese in der Regel durch hohe Streuung und durch die Messproblematik (für biologische Systeme durchaus normal) in ihrer Aussagekraft beschränkt, zudem zeitaufwändig und meist mit erheblichen Kosten verbunden [99]. Daher führte die ständige Entwicklung neuer Restaurationsmaterialien wie z.B. Kompositen, aber auch die Diskussion um den Werkstoff Amalgam, zu einer Entwicklung von neuen Methoden zur Beurteilung von Verschleiß. Die zweite Herangehensweise an die Beurteilung von Abriebverhalten besteht aus In-vitro-Untersuchungen. Durch sie wurde es möglich mit experimentellem Screening und unter standardisierbaren Bedingungen genauere Untersuchungen durchzuführen.

Solche In-vitro-Untersuchungen zum Verschleißverhalten lassen sich grob in zwei Konzepte einteilen. Einerseits gibt es Konstruktionstypen, die auf Zwei-Körper-Abrasion ("2-Körper-Verschleiß": Grundkörper + Gegenkörper) beruhen. Hierzu zählen z.B.: Pin-on-Disk-Simulatoren [124, 157, 180] und contact-and-sliding-wear-Simulatoren [26, 30, 99].

Andererseits gibt es Konstruktionstypen die auf der Drei-Körper-Abrasion ("3-Körper-Verschleiß" = Grundkörper + Zwischenmedium + Gegenkörper) beruhen. Hierzu zählen Zahnbürstenmaschinen [25, 97, 156, 181], Contact-free-wear-Simulatoren [24, 111, 123] wie die ACTA-Maschine [22] und komplexe Kausimulatoren [18, 99] wie die Münchner Kausimulatoren.

2.5.1 Zahnbürstenabrasion

Die Zahnbürstenabrasion spielt hier eine untergeordnete Rolle und soll nur der Vollständigkeit wegen erwähnt werden. Diese Versuchsaufbauten dienen der Bestimmung des Zahnhartsubstanzverlustes durch den Einsatz von Zahnbürsten und Zahnpasten. Die Versuche sind so aufgebaut, dass eine mechanische Vorrichtung die Zahnputzbewegung simuliert.

2.5.2 Pin-on-Disc

Die Pin-on-Disc Versuche haben ihren Ursprung in der Industrie und wurden dort für die Zahnmedizin entdeckt. Damit können Abrasionen, die durch direkten Kontakt, z.B. im Approximalkontakt oder bei der Okklusion entstehen, imitiert werden. Dies schränkt das Anwendungsgebiet ein, da nur Gebiete mit direktem Kontakt analysiert werden können.

Ein Pin (Material 1) drückt mit definierter Kraft auf eine mit Probenmaterial bestückte Drehscheibe (Material 2). Der Pin ist somit der experimentelle Antagonist. Bei den Versuchen werden sowohl die Probenscheibe, als auch der Pin abradert. Beide Abrasionswerte lassen sich profilometrisch vermessen.

In der Literatur finden sich verschiedene Aufzeichnungen über das Zwischenmedium. Der Versuch wird entweder in NaCl, in destilliertem Wasser, oder ganz ohne Zwischenmedium durchgeführt.

Ein Beispiel für so eine Versuchsanordnung ist die Studie von *Seghi et al.* [175]. Aus extrahierten Zähnen wurden Zylinder aus Schmelz und Dentin hergestellt, die in ein senkrecht zur Scheibe stehendes Führungsrohr einbracht wurden. Durch ein Gewicht von 0,65 N wurde die Probe auf die Scheibe mit einem Durchmesser von 25 mm gedrückt, die mit 0,24 m/s rotierte. Die Kontaktfläche wurde ständig mit destilliertem Wasser umspült, um Verschleißpartikel zu entfernen. Weitere Studien sind von *Palmer et al.* [142], *Powell* [152] und *Dixon* [31].

Generell lässt sich sagen, dass die Pin-on-Disc Methode zusammen mit den Drei-Medien-Abrasionsversuchen die realistischsten Ergebnisse liefert [19].

2.5.3 Komplexe Kausimulatoren

Contact-and-sliding-wear-Maschinen entstanden, um das Kauorgan möglichst optimal nachzuahmen. *Krejci* [93] hat hierzu über 100 Publikationen gelistet. Ein paar Ansätze sollen hier Erwähnung finden. *Harrison* und *Lewis* [54] boten durch ihre Analyse des Kauzyklus Möglichkeiten, den Kauakt naturgetreuer zu imitieren. Sie untersuchten Kaukräfte, mittlere Kauraten, Gleitstrecken und Kontaktzeiten. Ein beheizbares Wasserbad in ihrer Konstruktion ermöglichte es als Umgebungsmedium Flüssigkeiten zu verwenden. Die von ihnen gewählte Frequenz war 70 Zyklen in der Minute, bei einer Belastung von 0,03 bis 0,625 MPA. Der Antagonist wurde bei dem Kontakt zusätzlich horizontal um 1 mm ausgelenkt.

Beim „artificial mouth“ von *De Long und Douglas* [25] ist der Antagonist über eine Servohydraulik gesteuert. Auch forderten sie einen künstlichen Speichel, der das Milieu der Mundhöhle besser imitieren konnte. Bei dem Verlauf Ihrer Kausimulation wählten sie eine sinusartige Kraftverteilung mit Kräften von 9 bis 180 N und Kontaktzeiten von 0,25 bis 0,33 sec. Der Antagonist, meist Schmelz oder Aluminiumoxid, wird von dieser zunächst auf ein Probenmaterial gedrückt und endet anschließend in einer Translationsbewegung. Dies wurde mit einer Frequenz von 4 Hz durchgeführt.

Roulet [163] verwendete zusätzlich Wechselbäder von 4° C bis 65° C,s um eine Thermolast zu imitieren. *Leinfelder et al.* [112] applizierten als Zwischenmedium eine 5 µm starke Polyethylenfolie, die nach jedem Zyklus weiterbewegt wurde, um sie nur einmal zu belasten und das Zwischenmedium so konstant zu halten.

Krejci et al. [93, 99] gingen noch weiter. Sie simulierten den Kontakt und die Gleitbewegung durch einen im 15 Grad Winkel angebrachten Gummipuffer. Dieser bildete nun zusätzlich die ligamentäre Aufhängung des Zahnhalteapparates ab. Um zusätzlich ein Belastung durch Alterserscheinung zu erhalten, wurden die Proben 24 Stunden in 75-prozentiger Ethanollösung gelagert.

Weitere Beispiele für komplexe Kausimulatoren sind die auf den Bildern dargestellten „Münchner Kausimulatoren“ „MUC 1“ (Abbildung 5) und „MUC 3“ (Abbildung 6).

Bei MUC 1 können die acht Prüfkammern horizontal bewegt werden. Die Antagonisten bewegen sich vertikal. Gleichzeitig kann Thermocycling überlagert werden. Die Last wird mit Druckluft eingeleitet und über Regelkreise individuell in jeder Kammer gesteuert und überwacht. [69] Zusätzlich ist eine in der tribologischen Literatur weit verbreitete „Pin-On-Block-Belastung“ möglich [104].

MUC 3 ist die dritte Generation der Weiterentwicklung. Hier wird die Last mit Gewichten eingeleitet, welche über eine Druckluftsteuerung sanft auf die Proben aufgesetzt werden. Ein optimiertes Spülsystem und die mechanische Verbesserung der Horizontalbewegung erlauben beispielsweise exakte Vermessungen des Antagonistenverschleißes.

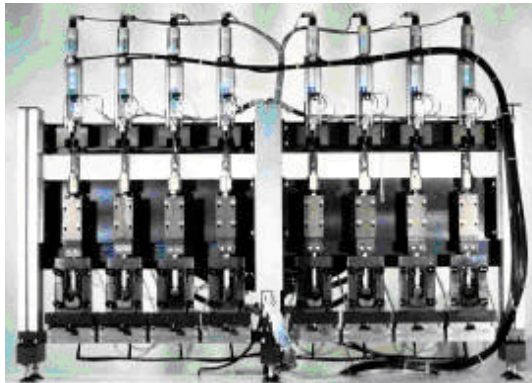


Abb.5: "MUC 1" aus [69]

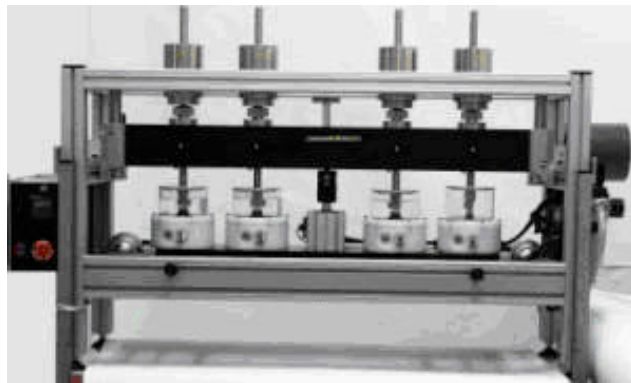


Abb. 6: "MUC 3" aus [69]

2.5.4 ACTA-Maschine

Die ACTA-Maschine (Abbildung 7 und 8) ist derzeit weltweit die verbreitetste Verschleißsimulationsumgebung [104] und gilt als internationaler Goldstandard [92]. Sie zählt zu den Contact-free-wear-Simulatoren und wird auch als „disk-on-disk“ Konzept bezeichnet [50]. Die ACTA-Maschine hat sich über die Zeit als sehr geeignet erwiesen, unterschiedliche Parameter von Füllwerkstoffen bereits vor der klinischen Anwendung zu testen. Entwickelt wurde sie von *De Gee et al.* [22] am Academic Center for Dentistry Amsterdam. Sie wurde gefertigt, um Abrasionswerte von plastischen Füllungsmaterialien im Vergleich zu Amalgam zu testen. Hierzu gehören Komposite [22, 23, 140], Kompomere [7], Silikophosphat- und Glasionomierzemente [7, 144]. Das erste Mal wurde sie 1986 publiziert. Die ACTA-Maschine besteht aus zwei gegensinnig rotierenden, motorgetriebenen Rädern. Auf dem einen Rad sind Kammern, in die das Probenmaterial eingebracht wird. Das Antagonistenrad besitzt Vertiefungen, um das Abrasionsmedium zu transportieren. Die beiden Räder wurden in der Literatur durch eine Feder mit einer Kraft von 15 N aufeinander gedrückt. Dieser Wert soll bei plastischen Füllungsmaterialien annähernd der physiologischen Kaukraft entsprechen [26]. Über die Größe der Räder wurden in der Literatur keine

genauen Angaben gemacht. Das Antagonistenrad wurde aber mit ungefähr der Hälfte des Durchmessers des Probenrades beschrieben. Daraus ergibt sich eine Geschwindigkeitsdifferenz der beiden Probenräder von 30 %, was zu einem „Slip“ von 15 % an jedem Rad führte. Die Frequenz wurde in der Literatur von 1 bis 2 Herz angegeben [22, 24, 140]. Als Zwischenmedium verwendete *De Gee* entweder ausschließlich gemahlene Hirsesenen, nur PMMA Kügelchen oder eine Mischung von 80 % Hirse und 20 % PMMA Kügelchen, welches mit 100 ml Wasser vermischt war. Da das Zwischenmedium allerdings nur alle 200.000 Zyklen ausgetauscht wurde, ließ sich eine Oberflächenwachsschicht feststellen. Daher modifizierten *Pallav et al.* das Zwischenmedium [140, 141].

Die Ergebnisse dieser Versuchsreihen wurden relativ zu einem Referenzmaterial angegeben, da die als Zwischenmedium verwendeten Suspensionen hohe Varianzen von Studie zu Studie aufwiesen. In der Regel wird heute auf das Referenzmaterial Amalgam verzichtet, da die Probenherstellung, die Korrosionsneigung des Amalgams und auch das unterschiedliche Verschleißverhalten von Amalgam Variationen verursachen. Stattdessen wählt man bekannte Komposite mit unterschiedlichen Eigenschaften aus wie z. B. ein Mikrofüllmaterial (Heliomolar RO), ein Feinpartikelhybridkomposit (Tetric Ceram oder Charisma) sowie ein Material mit überdurchschnittlich großen Füllkörpern, z. B. Surefil [70].

In der Literatur wurde aufgrund dieser hohen Varianzen eine Standardisierung des Abrasionsmediums gefordert [173]. Es ist heute möglich das Abrasionsmedium direkt vom „Academic Center for Dentistry Amsterdam“ zu beziehen.

Der abrasive Bestandteil der Hirse sind so genannte Opal-Phytolithen [51]. Phytolithen sind aus anorganischem, opalem Silizium aufgebaut. Sie sind sehr scharfkantig und zeigen deutlich unterschiedliche morphologische Formen. Opal-Phytolithen werden von Pflanzen in großer Menge produziert um die äußere Struktur zu stützen. Besonders in Spelzen, der Hirsesamenschale, kann eine Anhäufung der Kieselformen beobachtet werden. Daher ist der Verschleiß an Schmelzproben umso größer, je höher der Silikatanteil im Abrasionsmedium ist [51].

In der Literatur finden sich viele Beispiele über Tests mit der ACTA-Maschine. Es wurden neben den oben genannten Tests auch Tests von Inlay Systemen [102] und Keramiken [137] durchgeführt. Auch wurden Versuche unternommen, um das Verschleißverhalten von Fugen zu beurteilen [50], die zwischen der prothetischen

Versorgung und dem natürlichen Zahn zwangsläufig vorhanden sind. *Pallav et al.* [140] testeten bovinen Schmelz (Schmelz von frisch extrahierten Rinderschneidezähnen der zweiten Dentition von Jungrindern ohne Oberflächendefekte). *Pelka et al.* [145] testeten Füllungswerkstoffe im Vergleich zu humanem Schmelz in Hirsesuspension.

Für Schmelz wurden bei 100.000 Zyklen Abrasionswerte von über 100 µm angegeben, was nachweislich auf freiliegendes Dentin zurückzuführen war. Dies konnte über REM-Bilder nachgewiesen werden. Bei bovinem Schmelz wurden in einer späteren Studie durchschnittliche Abrasionswerte von 61,1 µm angegeben. In einer Diplomarbeit [51] wurden Schmelzproben von extrahierten Molaren mit frühmittelalterlichen verglichen. Mit der späteren Auswertung im 3D Scanner wurden für den Schmelz bei 200.000 Zyklen Abrasionswerte von 32,1 µm angegeben. Ebenso konnte eine Phytolitheneinlagerung in die Zähne nachgewiesen werden.

Mit der ACTA-Maschine lassen sich Ergebnisse erzielen, die mit bis zu 90 % mit Ergebnissen aus In-vivo-Studien übereinstimmen [24].

De Gee et al. [32] stellten zunächst den klinischen Bezug der ACTA-Maschine her. Sie verglichen hierzu die Rangfolge der In-vitro-Verschleißwerte mit klinischen Daten. *De Gee et al.* [32] und *Pallav et al.* [140] nutzen zusätzlich Korrelationen mit dem Datenpool von klinischen Studien aus der Literatur, um ihre Aussagen zu stützen. *Finger und Thiemann* [41] machten einen Vergleich von In-vivo- und In-vitro-Ergebnissen an Hand von REM-Aufnahmen.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass der klinisch ablaufende Zahnhartsubstanzverlust eine Überlagerung von vielen Phänomenen, also eine Systemeigenschaft ist. Man kann bis heute diesen klinischen Verschleiß mit einem einzigen Versuchsaufbau alleine im Labor nicht simulieren [29], da kein Kausimulator alle Aspekte des komplexen Vorgangs vollständig imitieren kann. Daraus lässt sich erklären, dass es den "besten Kausimulator" nicht geben kann [69]. Es sei aber nahezu jedes System geeignet, sofern man die Mechanismen kennt und mit Referenzwerkstoffen verglichen hat [69]. Deshalb werden heute mehrere In-vitro-Testverfahren kombiniert, um adäquate Aussagen treffen zu können. Die letztendliche Bewertung eines Werkstoffes lässt sich allerdings nur in klinischen Studien evaluieren [50].



Abb. 7: ACTA-Maschine



Abb. 8: Probenrad und Antagonistenrad

2.6 Verschleißquantifizierung

Zur Quantifizierung von Verschleiß in der Zahnmedizin finden sich in der Literatur zahlreiche Methoden. Generell lassen sich all diese Methoden in direkte klinische (im Mund), indirekte klinische (anhand von Modellen), subjektive (von Untersuchern in Kategorien eingeteilt), objektive (mit Zuhilfenahme von Messgeräten gemessen), mechanische und optische Verfahren einteilen. Hier wird zunächst ein Überblick über die gängigsten Methoden gegeben, bevor im Detail auf Verschleißquantifizierung in In-vitro-Untersuchungen eingegangen wird. Hierzu gehören speziell Profilometrie und die Scan 3D-Methode.

2.6.1 Subjektive Verfahren

Alle subjektiven Erhebungen von Verschleiß liegen im Beurteilungsspektrum des jeweiligen Behandlers. Um dieses Spektrum objektiver zu beurteilen und Studien vergleichbar zu gestalten, wurden verschiedene Ansätze entwickelt.

Die USPHS Kriterien (U.S. Public Health Service) wurden 1971 von *Ryge* und *Snyder* [169] festgelegt. Sie beruhen auf der simplen Beurteilung dentaler Füllungen mittels Spiegel und Sonde. Zwei Behandler bewerteten hierzu nach einer Einweisung unabhängig voneinander anhand der USPHS Kriterien die klinische Situation. Die zu beurteilenden Faktoren waren Randständigkeit, anatomische Form, Approximalkontakt und Farbveränderungen. Für die Beurteilung von Verschleiß waren Randständigkeit und anatomische Form am Wichtigsten. Die Untersuchung erfolgte

in regelmäßigen Zeitabständen. Aussagen über die Qualität wurden in vier Abstufungen eingeteilt.

Diese Methoden wurden später nach *Pelka* [143] und *Kunzelmann* [104] modifiziert, um auch Inlaysysteme beurteilen zu können. In einer klinischen Studie von *Taylor et al.* [186] wurde eine Unterscheidungsgrenze von $192 \pm 60 \mu\text{m}$ erörtert. Diese begrenzte Unterscheidungsmöglichkeit ist laut *Leinfelder* [111] der Grund für abweichende Ergebnisse in etlichen Studien. Die Methode findet aufgrund ihrer einfachen und kostengünstigen Handhabung auch heute noch Anwendung bei klinischen Studien [96, 170], gelangt aber bei modernen Füllungswerkstoffen wegen ihrer lediglich groben Unterscheidungsmöglichkeiten schnell an ihrer Grenzen [100].

Ein weiterer Schritt in der Beurteilung von Verschleiß war die indirekte Auswertung mit Hilfe von Modellen. Die Leinfelder Skala gilt hier nach wie vor als die indirekte Verschleißquantifizierungsmethode mit dem größten klinischen Datenpool und der weitesten Verbreitung [104]. Zur Beurteilung wurden hier sechs Mustermodelle mit Kunststofffüllungen herangezogen, deren standardisierte Zähne einen Verschleißzuwachs in einem Intervall von $100 \mu\text{m}$ aufwiesen. Die Modelle wurden mit Auge und Lupenbrille verglichen und anhand der Schattenlänge am Füllungsrand wurde der Verschleiß eingeschätzt. Nachdem hier nur der Füllungsrand zur Auswertung herangezogen wurde, ließen sich mit dieser Methode keine Angaben über absolut volumetrische Änderungen machen [147].

Auch bei der M–L–Skala [133] und der Vivadent–Skala [11] wird der Verschleiß mit Auge und Lupenbrille verglichen. Sie sind Variationen der Leinfelder–Skala. „Der Vergleich zwischen der subjektiven Auswertung und einer 3D–Meßmethode zeigt jedoch, dass die Beurteiler bei modernen Füllungswerkstoffen nicht einmal die richtige Größenordnung des wahren Verschleißes beurteilen können [69].

2.6.2 Objektive Verfahren

Eine der einfachsten Methoden Abrasion zu messen wurde von *Dogon und Van Leeuwen* beschrieben [34]. Diese Studie wurde in–vivo bei Affen durchgeführt, um Kompositfüllungen zu beurteilen. Hierzu wurden in Abformungen vertikal verschiebbare Stifte eingebracht. Diese waren auf Punkten der Okklusalfäche positioniert, wo Abrasion zu erwarten war. So konnte an diesen Punkten die Abnutzung bestimmt

werden, indem man zu einem späteren Zeitpunkt die Änderung der Stiftlänge maß, die sich daraus ergab, dass der Stift wieder auf Kontakt zur Okklusalfäche gebracht wurde.

Neuere quantitative Messverfahren lassen sich, wie von *Krejci et al.* [98] beschrieben, in volumetrische [189], mechanische [119], mechanisch–computergestützte [94], optische [13, 27, 107] und rasterelektronenoptische [106] einteilen. Auch bei den objektiven Messverfahren besteht die Unterscheidungsmöglichkeit von direkten und indirekten Methoden. Die direkte intraorale Vermessung mit einem Cerec–Sensor (Fa. Cerec 41751 Viersen) erwies sich jedoch auf Grund geringer vertikaler Auflösung als ungeeignet [44], da sie den indirekten Methoden in Genauigkeit unterlegen ist [104]. Daher wird im weiteren Verlauf dieser Arbeit nur auf indirekte Methoden eingegangen.

2.6.2.1 Volumetrische Verfahren

Der erste Ansatz Volumenveränderungen zu bestimmen war es, bei In–vitro–Versuchen die Proben vor und nach dem Versuch zu wiegen. Mit der Kenntnis der Materialdichte war es somit möglich anhand von der Gewichts Differenz den Volumenunterschied zu errechnen. *Jacobi et al.* [82] und *Tappe et al.* [185] machten sich diese Methode zu nutze. Um dieses Vorgehen für In–vivo–Untersuchungen anwenden zu können, musste man einen Zwischenschritt gehen. Der Materialverlust wurde durch Abformmaterial ersetzt. Über diesen Umweg konnte durch Wiegen des ersetzten Abformmaterials Rückschlüsse auf den Volumenverlust gezogen werden.

2.6.2.2 Mechanische Verfahren

Profilometrie war bis zum Aufkommen der optischen Messverfahren die genaueste und gängigste Methode zur Vermessung von Oberflächen und Verschleiß. Es war die erste Möglichkeit, eine Fläche auszuwerten und nicht nur den Randbereich oder einzelne Punkte einer Füllung zu beurteilen. Das Prinzip beruht darauf, dass ein Tastarm mit einem Prüfkopf eine Strecke mit einer bestimmten Geschwindigkeit abfährt und dabei das Relief des Prüfkörpers registriert. Diese Registrierung unterscheidet einfache mechanische von computergestützten Verfahren.

Lutz et al. [117] verwendeten dieses Verfahren in einigen Studien. Das Höhenprofil wurde hierbei auf einem Ausdruck verzeichnet. Nach einem gewissen Zeitraum wurde erneut eine Abformung genommen und die gleiche Strecke erneut vermessen. Die beiden entstandenen Höhenprofile ließen sich schließlich miteinander vergleichen. Dieses Vorgehen wies jedoch einige erhebliche Nachteile auf. Das erste Problem bestand darin, die Strecke festzulegen. Jeder Untersucher erachtet unterschiedliche Areale für wichtig. Ein weiteres Problem war die Definition der Endpunkte. Um eine genaue Repositionierung gewährleisten zu können, mussten Kerben in den Schmelz geschliffen werden. Dies war ethisch bedenklich. *Roulet et al.* [162] entwickelten daher eine Methode mit modifizierten Brackets die am Zahn befestigt wurden und als Referenz dienten. Das letzte Problem war die Positionierung der Modelle unter dem Tastarm. Dies geschah in der Regel unter dem Mikroskop und stellte eine weitere Fehlerquelle dar.

Eine andere Möglichkeit der Überlagerung war nicht-abradierte Flächen heranzuziehen. *De Long* [27] verwendete hierzu den Simplexlogarithmus. Die computergestützte Profilometrie erlaubte von Linienmessung auf Flächenauswertung zu erweitern. Hierzu wurde das Modell nach jeder abgetasteten Linie in der dritten Dimension weiter verschoben und eine neue Linie aufgezeichnet. Dies wurde mit Schrittmotoren bewerkstelligt. Je mehr Linien gefahren wurden und je mehr Messpunkte der Computer auflösen konnte, umso genauer war das Punktraster, aus dem der Computer durch Interpolation ein 3D Bild dieser Oberfläche errechnete. Jetzt konnte durch mathematische Überlagerung an Bereichen ohne Abrasion sowohl der maximale Höhenverlust, als auch der Volumenverlust an abradierten Bereichen errechnet werden.

Das Auflösungsvermögen des von *McDowell et al.* [126] verwendeten Systems MC-GCM System schaffte mit der Geopak Software eine Genauigkeit von bis zu 3 µm und erfasste pro Zahn etwa 50.000 Bildpunkte. Die Genauigkeit ist von etlichen Einflussgrößen abhängig. Hierzu zählen die Größe der Tastspitze, die Präzision der Aufhängung und natürlich die Modellherstellung. Wie *Roberts und Söderholm* [161] in einer Vergleichsstudie feststellten, beeinflusste auch die Steilheit der abzutastenden Areale die Genauigkeit proportional.

2.6.2.3 Rasterelektronenoptische Verfahren

Rasterelektronenmikroskopische (REM) Bilder sind heute Standard in der Beurteilung von Verschleißspuren, Verschleißdimensionen und Verschleißmechanismen. Zu Beginn konnte Abrieb nur eingeschätzt werden, indem man anhand eines Makrofüllkörpers (\varnothing 50 μm), der als Folge der Abrasion aus seiner umgebenden Matrix herausragte, den Verschleiß errechnete [2]. Diese Methode war jedoch auf einen lokalen Bereich begrenzt und bei einer erwarteten Abrasion von einigen Zehntel Mikrometer pro Tag sehr aufwendig, da Messungen des selben Partikels in gleicher optischer Achse und in kurzen Zeitintervallen, die nie mehr als einige Tage sein durften, durchgeführt werden mussten. Dieses Problem erschwerte umfangreiche Untersuchungen. Zudem wurde die Abrasion des Füllkörpers an sich nicht berücksichtigt. Darüber hinaus war diese Methode bei Kompositen mit kleineren Füllkörpern kaum anwendbar.

Moderne Systeme lassen heute auch objektive quantitative Bewertungen zu. Durch Stereophotogrammetrie wird eine kartographische Erfassung der Oberfläche ermöglicht. Hierzu wurde der Objektträger entweder gedreht [161] oder seitlich versetzt [168]. Aus diesem Bild lassen sich mit dem Computer dreidimensionale Bilder erstellen und auswerten. *Satou et al.* [171] und *Williams et al.* [191] nutzten diese Technik der REM–Stereophotogrammetrie für ihre Kompositabrasionsstudien.

2.6.2.4 Optische Verfahren

In der Literatur finden sich zahlreiche optische Verfahren. Sie werden hier nur der Vollständigkeit wegen erwähnt, da sie kaum noch praktische Anwendung finden.

Die Photogrammetrie wurde aus der Kartographie übernommen. Mit zwei Bildern vom selben Objekt aus unterschiedlicher Perspektive ließen sich von der Oberfläche Karten mit Konturlinien erstellen, wenn Blickwinkel und Objektabstand bekannt waren [39].

Die Höhenmessung der freiliegenden Kavitätenwand von Seitenzahnfüllungen konnte mit Hilfe eines Stereomikroskops an Hartgipsmodellen durchgeführt werden [87]. Der Verschleiß der Zahnhartsubstanz wurde hier nicht mit erfasst, auch war eine quantitative Aussage über den Volumenverlust nicht möglich [100].

Eine weitere Möglichkeit bestand in der Messung mit einem Mikroskop. Hier wurde der geringe Focus genutzt, um durch Scharfstellen Höhenunterschiede zu ermitteln [107]. Eine Weiterentwicklung dieser Technik war die confocale Mikroskopie in Verbindung mit einer 3D Software [41].

Weitere Ansätze waren die optische Koordinatenmessmaschine von *Mettler et al.* [131] (sie funktionierte ähnlich wie die Stereomikroskopie), die Moiré Topographie [130] und die Laserinterferometrie [5, 6]. Diese arbeiteten mit der Projektion von Linien auf die Oberfläche des Zahnes. Diese Konturlinien lassen sich auf einem Photo aus bekanntem Winkel vermessen. Dieses Prinzip war dem Prinzip der Triangulation ähnlich, das in heutigen Laserscannern angewendet wird.

2.6.2.5 Laserscanner

De Long et al. [27] veröffentlichten 1989 die Verwendung eines Laserscanners für Abrasionsuntersuchungen. Hier kam die flight-by-time Methode zum Einsatz. Dabei wurde die Höhe des Objekts über die Zeit errechnet, die der ausgesandte Laserstrahl bis zum Auftreffen auf die Kamera benötigt. Dies ermöglichte Phasendifferenzen zwischen dem ausgestrahltem Laserstrahl und der Reflektion. Das Objekt wurde wie bei einem Taster verschoben und aus den Daten wurde ein dreidimensionales Gittermodell errechnet. Der Laserstrahl hatte einen Durchmesser von 7 μm .

Das von *Mehl et al.* [127, 129] entwickelte System macht sich das Triangulationsprinzip zu nutze. Dieses System hat wesentliche Stärken. Es besitzt eine hochpräzise Auflösung von 8,5 μm mit einer Reproduzierbarkeit von bis zu 2 μm [79]. Es lässt Höhendifferenzen bis zu 20 mm zu. Beim vermessen entsteht keinerlei Schaden am Objekt. Es besteht die Möglichkeit der referenzpunktfreien Überlagerung der Datensätze und ist charakterisiert durch eine schnelle und leichte Anwendung [50]. Für In-vivo-Studien werden jedoch Modelle benötigt, da eine Anwendung im Mund nicht möglich ist.

Die Funktionsweise des Laserscanners stellt sich wie folgt dar. Von senkrecht oben projiziert eine Halbleiter-Laserdiode eine definierte Lichtlinie. Diese hat eine exakte Breite von 25 μm . Das optisch entstehende Höhenprofil des darunter liegenden Probenrades wird auf einem CCD-Chip abgebildet, der unter einem Triangulationswinkel von 25° angebracht ist. Die Information des Höhenunterschie-

des liegt dabei in dem seitlichen Versatz der einzelnen Oberflächenpunkte auf dem CCD-Chip. Durch die Auswertung der einzelnen Pixel des CCD-Chips lässt sich das Höhenprofil ermitteln. Technisch bedingt kann der CCD-Chip nur 512 Höhenpunkte unterscheiden. Durch Interpolation der Subpixel kann die Genauigkeit aber um das zwanzigfache erhöht werden [176]. Die gesamte dreidimensionale Oberfläche erhält man, indem man durch schrittweise Verfahren des Objekts in y-Richtung Lichtlinie für Lichtlinie abtastet und auswertet. Bei In-vitro-Studien mit der ACTA-Maschine dreht sich das Probenrad hierzu um seine eigene Achse. Da der Laser immer tangential auf dem höchsten Punkt abtastet, kommt diese Rotationsbewegung einem Abrollen gleich und entspricht somit einer geraden Vorschubbewegung in y-Richtung.

Die Verarbeitung der Bildpunkte erfolgt mit Hilfe eines Signalprozessors in Echtzeit vor der Weitergabe an den Rechner. Dies ermöglicht sowohl die optische Abtastung, als auch die Aufarbeitung von 8.000 bis 14.000 Oberflächenpunkten innerhalb einer Sekunde. Die Messzeit für ein Probenrad betrug etwa 120 sec mit einer Genauigkeit von 2 μm [127, 129].

Die neueste Entwicklung ist ein mit zwei Kameras arbeitender Scanner. Dieser ermöglicht es bei Zähnen auch Areale zu erfassen, die vom eigenen Schatten des Objekts verdeckt geblieben waren [60].

2.7 Auswertung

Die Auswertung erfolgte an Hand der Match-3D Software [127, 128, 129], bei der ebenfalls Baseline- (erstes abgetastetes Bild) und Follow-up-Datensätze (nach Abrasion abgetastete Bilder) referenzpunktfrei superpositioniert werden konnten. Auf das genaue Vorgehen wird später im Detail eingegangen. Die Software mit dem Matching Algorithmus wurde von *Kunzelmann* [103] beschrieben. Da die Datensätze in alle drei Dimensionen ausgerichtet sowie rotiert im Raum stehen konnten, suchte das Programm für die Überlagerung nach korrespondierenden Flächen, um sich daran zu orientieren.

Um die durch erfassungsbedingten Unterschiede der einzelnen Datensätzen entstehende Fehlerquelle zu minimieren, wurden die Datensätze durch mehrere Iterationen übereinander gelegt. Dies wurde so lange wiederholt, bis keine signifikante Verbes-

serung mehr erreicht wurde. Die Genauigkeit der erzielten Referenzierung überstieg die Messgenauigkeit der verfügbaren 3D-Sensoren bei weitem und liegt theoretisch unter $0,3\text{ }\mu\text{m}$ [50].

Eine Studie von *Kunzelmann* [104] zum Vergleich einer indirekten, subjektiven Verschleißmessmethode (Vivadent-Skala) mit der 3D-Vermessung zeigte, dass „subjektive Verschleißskalen aufgrund besserer Alternativen heute nicht mehr zeitgemäß sind“. Auch *Peters et al.* [148] zeigten in einer Studie, dass der Abrieb nach 5 Jahren in Funktion mit der subjektiven Leinfelder-Methode im Vergleich zur 3D-Vermessungstechnik nur halb so groß geschätzt wurde. Diese Erkenntnisse „legen die Empfehlung nahe, bei zukünftigen Untersuchungen zum Füllungsverschleiß der 3D-Verschleißanalyse den Vorzug zu geben“ [101].

2.8 Kaukräfte

Eine der wichtigsten Größen des Beanspruchungskollektivs, die das Tribosystem beeinflusst, ist die Kraft. Eine Studie [81] an Jugendlichen mit kariesfreiem Gebiss ergab Abrasionswerte zwischen $20\text{ }\mu\text{m}$ und $94\text{ }\mu\text{m}$ pro Jahr in Bereichen des okklusalen Kontaktes. Im Median wurden $125\text{ }\mu\text{m}$ in einer Periode von 3 Jahren gemessen. Die Abrasionswerte korrelierten statistisch signifikant mit der Kaukraft.

Mit Hilfe diverser Studien konnten verschiedene auftretende Kräfte beim Kauprozess ermittelt werden.

Abhängig vom Patientengut und der Messmethode wiesen die Studien verschieden hohe Kaukräfte auf. Für ein besseres Verständnis dient die Einteilung der Kräfte nach *Wustrow* [193]. Hier wird zwischen theoretischer, möglicher, praktischer und physiologisch notwendiger Kraft differenziert. *Uhlig* [188] stellte die von verschiedenen Autoren erarbeiteten und theoretisch möglichen Kaukräfte übersichtlich dar. Die Werte liegen in einem Rahmen von 300 bis 5000 N. *Schumacher* [174] errechnete einen Wert von 2000 N und bezog sich damit auf das gesamte Gebiss. Maximalwerte zwischen 90 und 253,6 N werden von *Kraft* [90] überliefert. *Carlsson* [12] hingegen überlieferte Werte von bis zu 400 N.

Was die physiologisch notwendige Kaukraft betrifft, sollte diese zunächst durch In-vitro-Simulationen untersucht werden. Hier erhielt *Hofmann* [57], mit Hilfe eines speziellen Artikulators Werte bis 800 N, die zur Zerteilung verschiedener

Nahrungsbestandteile nötig sind. Weitere Anregung erhielt man erst durch In-vivo-Studien. So baute *Eichner* [38] Kraftmessdosen in Vollprothesen ein und erhielt damit durchschnittliche Werte im Bereich von 20 und maximal 35 N. Neben anderen Faktoren untersuchte *Carlsson et al.* [12] die Kaukraft in Bezug auf Abrieb und erhielt hierbei Werte von 72 bis 110 N, abhängig von der gemessenen Lokalisation.

Verwendete Kaukräfte in In-vitro-Studien bewegen sich in einem Bereich von 13 N bei *DeLong* [28] und bis zu 100 N bei *Lutz* [118]. In dieser Studie wurden Kaukräfte von 20 N in Übereinstimmung mit *Eichner* [38] und *De Boever et al.* [21] gewählt, wie sie auch bereits in früheren Untersuchungen [50] zur Verwendung kamen.

2.9 Dentalkeramiken

Das Prinzip der Verfestigung bestimmter Erden durch einen Hitzeprozess ist heute noch die Grundlage keramischer Werkstoffe. Der Begriff „Keramik“ beschreibt „in Wasser schwer lösliche Werkstoffe mit einer anorganischen, nichtmetallischen Zusammensetzung mit mindestens 30 % kristallinem Strukturanteil“ [55]. Werkstoffe werden unter Raumtemperatur aus Rohmassen geformt und durch einen Sintervorgang verfestigt. Charakteristische Eigenschaften von Keramik sind hohe Härte, Druckfestigkeit, und chemische Beständigkeit, aber auch ein minimales plastisches Verformungsvermögen bei Zug- und Biegebelastung.

Dentalkeramiken lassen sich nach verschiedenen Kriterien einteilen. Nach ihrer Zusammensetzung in Silikatkeramik (hierzu zählen Tonkeramiken wie Porzellan und Feldspatkeramiken, aber auch silikatische Sonderkeramiken wie Glaskeramik und Steatit), Oxidkeramik (hierzu zählen einfache Oxidkeramiken wie Aluminiumoxid und Zirkonoxid, aber auch komplexe Oxidkeramiken wie Spinelle, Titanate und Ferrite) und Nichtoxidkeramiken (hierzu zählen Elemente wie Kohlenstoff und Bor, ebenso Hartstoffe wie Carbide, hier lässt sich SiC als Beispiel anführen, und Nitride) [151]. Ebenso lassen sich Dentalkeramiken nach der Anfertigung der letztendlichen Werkstücke und nach dem Aufbau des Werkstückes an sich charakterisieren. Hierzu werden von der Industrie diverse Keramikmassen angeboten. Die großen Vorteile von Keramik sind Biokompatibilität, geringe Plaqueanlagerung [190], Ästhetik [116], Mundbeständigkeit [4] und geringe thermische Leitfähigkeit [121].

Betrachtet man die chemische Beschaffenheit des Materials, so sind Feldspat-, Glas- und Oxidkeramik für die Zahnheilkunde am wichtigsten. Ihre typischen Werkstoffeigenschaften erhalten Keramiken nach dem Brennen der Rohmaterialien. Diese Eigenschaften lassen sich zum Teil weitgehend durch Fertigung und Bearbeitung steuern [52]. Traditionelle Dentalkeramiken haben im Vergleich zum Porzellan unter anderem einen erhöhten Feldspatanteil. Dieser dient zur Verbesserung der Viskosität, der Schmelztemperatur und des thermischen Ausdehnungskoeffizienten. Die Herstellung mit Feldspatkeramik funktioniert durch sintern.

Glaskeramiken stellen eine spezielle Werkstoffgruppe dar. Sie sind Selitkeramiken, in denen bei erhöhter Temperatur kontrolliert Kristalle aus einer Glasphase wachsen können. Der Anteil der kristallinen Phase liegt dabei steuerbar zwischen 50 % und 99 %. Die Glaskeramik lässt sich gießen und pressen, wobei das Pressen eine höhere Festigkeit aufweist [45].

Oxidkeramiken sind im Gegensatz zu den konventionellen Dentalkeramiken, einphasige Materialien ohne nennenswerte Silikatanteile. Keramiken dieser Werkstoffgruppe zählen aufgrund ihrer mechanischen Eigenschaften zu den technischen Hochleistungskeramiken. In der Zahnmedizin findet vor allem Zirkoniumdioxid Anwendung. ZrO_2 ist hochfest, zahnfarben, und biokompatibel.

In der Herstellung von Werkstücken kann man drei Verfahrensmöglichkeiten unterscheiden: Sintern, Pressen und Fräsen.

2.10 Herstellung keramischer Werkstoffe

2.10.1 Sintern

Das Sintern ist ein Verfahren bei dem körnige oder pulverige Ausgangsstoffe Zusammenhalt zu einem festen Körper erhalten. Sinterkeramiken werden als Keramikpulver mit Flüssigkeit angemischt und auf ein Gerüst aufgetragen. Beim Sintern versacken die Pulverpartikel an ihren Grenzflächen unterhalb der Schmelztemperatur. Bei diesem Sintervorgang können Volumenschrumpfungen von 20 bis 30 % auftreten [72]. Diese sind abhängig von der Verdichtung bei der Rohmasseverarbeitung, vom Vakuum beim Brennvorgang und von der Teilchengröße in der Rohmasse.

2.10.2 Pressen

Beim Pressen von Keramik wird, wie in der Herstellung von metallischen Arbeiten, mit der Lost–Wax–Technik gearbeitet. Die gewünschte Form wird als Wachrohrling hergestellt, der nach dem Einbetten in spezielle Keramikeinbettmassen ausgeschmolzen wird. In den hierdurch entstehenden Hohlraum lässt sich anschließend erhitzte Keramik pressen. Dieses Empress–System wurde von *Wohlwend* entwickelt [192]. Die meisten Keramiksysteme sind leuzitverstärkte Glaskeramiken, die durch Mis–fit–Spannungen beim Abkühlungsprozess nachweislich eine Steigerung der Festigkeit aufweisen [43]. Ein Beispiel für eine Presskeramik ist „Cercon ceram Press“ [64]

2.10.3 Fräsen

Beim Fräsen werden aus industriell homogen gefertigten Keramikblöcken die Werkstücke herausgefräst. Dies geschieht mit Hilfe von CAD–CAM Systemen (Computer Aided Design, "rechnerunterstützter Entwurf" / Computer Aided Manufacturing, "rechnerunterstützte Fertigung"). Diese werden von unterschiedlichen Firmen angeboten (z.B.: Cerec, Procera und Straumann Etkon). Mit diesem Verfahren lassen sich auch Hochleistungskeramiken wie Zirkonoxid Keramik verarbeiten. Je nach Hersteller und System werden fertig- oder teilgesinterte Zirkonoxid Blöcke verwendet. Bei der Nachsinterung von teilgesinterten Gerüsten muss jedoch die Materialschrumpfung mitberechnet werden. Untersuchungen zur Passgenauigkeit verschiedener Systeme wurden von *Beuer et al.* gemacht [9].

2.11 Aufbau Keramischer Werkstoffe

2.11.1 Metallkeramik

Die Verblendkeramik kombiniert den Vorteil des Metalls (gute Zugfestigkeit) mit den Vorteilen der Keramik. Heute wird die metallkeramische Verblendung als Standard für zahnfarbenen Zahnersatz gesehen [17] und ist äußerst vielfältig einsetzbar. Von Einzelkronen über Brücken bis hin zum festsitzend–herausnehmbaren Zahnersatz ist auf diese Weise die Herstellung zahntechnischer Arbeiten möglich. Auch gibt es

hierzu positive Langzeiterfahrung [40, 89]. Als Beispiele lassen sich hier VITA Omega 900, CeHa–White, Ducera Gold und Vita VM 13 nennen.

2.11.2 Vollkeramik

Vollkeramische Kronen lassen sich sowohl durch Pressen und Fräsen, als auch Schichten herstellen. Vollkeramiken werden hauptsächlich aus ästhetischen Gründen verwendet, jedoch können auch medizinische Anforderungen auf Grund von Allergien die Verwendung vollkeramischen Zahnersatzes notwendig machen.

Seit den Achtziger Jahren fördert der Wunsch nach Ästhetik und Biokompatibilität kontinuierliche Forschung und Weiterentwicklung [3]. Die Konstruktionen von Seitenzahnkronen und vollkeramischen Brücken ist jedoch erst seit der In–Ceram–Technik (1989) möglich [153]. Die gesinterten Gerüste erhalten hier nach dem Glasinfiltrationsbrand ihre endgültige Festigkeit. Das Aufbrennen von Farbe und Formidealisierung erfolgt anschließend mit Feinstrukturkeramik [78]. Als Verblendkeramiken für solche Keramikgerüste gibt es zum Beispiel Vita VM 7 und Vitadur α .

Eine weitere Möglichkeit zur Herstellung vollkeramischen Zahnersatzes besteht auf Basis von Gerüsten aus dem oben beschriebenen Zirkoniumdioxid. Nach dem Herausfräsen aus einem Keramikblock und anschließendem Nachsintern können die Gerüste mit speziellen Dentalkeramiken verblendet werden. Beispiele hierfür sind Cercon ceram s, Ivoclar e.max Ceram, Initial zr und Vita VM 9. Auf diese Weise entsteht ein ästhetisch hochwertiger und stabiler Zahnersatz.

2.12 Bearbeitung keramischer Werkstoffe

2.12.1 Schleifen

Die grobe Bearbeitung, bei dem die Werkstoffe weitestgehend in die gewünschte Form gebracht werden, beginnt mit Schleifen. Hierbei überlagert sich eine Vielzahl bahngebundener Ritzbewegungen der Schleifkörner, die in einer Hauptrichtung parallel zur Werkstückoberfläche wirken. Mikrorisse, spröde Ausbrüche oder Plastifizierungen sowie duktilen Abtrennen von Keramikpartikeln, werden direkt von der Ritzbewegung des Schneidkorns induziert [73]. Der Übergang von spröder zu

duktiler Zerspanung ist abhängig vom Überschreiten einer werkstoffabhängigen, kritischen Spannungsdicke am Einzelkorn, aber auch von der Mikrogeometrie der Schneidkörner [73].

Bei plastischen Verformungsvorgängen werden im Wesentlichen Oberflächencharakteristika wie Riefen, Verrundungen, Schichtungen, Schuppen und eine verhältnismäßig geringe Zahl von Ausbrüchen erzielt [73]. Beim „spröden Zerspanen“ [73] dominiert eine Vielzahl an Ausbrüchen, Schollen, Aufwerfungen und Abplatzungen die Oberflächenstruktur. [73]

2.12.2 Honen

Die feinere Ausarbeitung wird bei der industriellen Herstellung von Werkstoffen durch Honen vollzogen. Ein Charakterzug des Honens ist zum Einen die Überlagerung einer Vielzahl kraftgebundener Ritzbewegungen von Schneidkörnern durch den Werkstoff und zum Anderen der flächenhafte Werkzeugeingriff mit einer Hauptwirkrichtung parallel zur Werkstückoberfläche [73].

Der thermische Einfluss beim Honen ist gegenüber dem beim Schleifen wegen der geringeren Schnittgeschwindigkeit vergleichsweise gering. Aufschmelzungen oder thermisch bedingte Risse treten infolgedessen bei gehonten keramischen Oberflächen meist nicht auf. Vielmehr zeigen sie, wie beim Schleifen, duktile und spröde Werkstoffmechanismen. Von der Schneidkorneindringtiefe und Schnittgeschwindigkeit wird bestimmt, welcher der beiden Mechanismen überwiegt [73].

2.12.3 Polieren

Das Polieren nach DIN 8589 [33] ist kein eigenständiges Fertigungsverfahren und nur in Verbindung mit anderen Verfahren einsetzbar. Es sind unterschiedliche Vorgangsweisen möglich: Polierhonen, Polierschleifen, elektronisches Polieren und Polierlappen, sowie Polieren durch Beschichten. Hohe Oberflächengüten ist das hauptsächliche Ziel des Polierens [73].

Anders als beim Lappen ist das Polierkorn in einem Tuch oder einer Polierscheibe eingebettet, wodurch eine gerichtete Werkzeugbewegung ermöglicht werden kann. Diese ist für die Erzeugung optisch spiegelnder Oberflächen wichtig ist. Auf Grund

der geringen Zeitvolumina ist das Polieren sehr zeitaufwendig. Abhängig von der Polierzeit und dem eingesetztem Polierkorn ist die polierte Oberfläche durch glatte Bereiche und Mulden gekennzeichnet. Andere Oberflächenerscheinungen sind in der Regel nicht vorhanden und untypisch [73].

2.12.4 Läppen

Läppprozesse werden aufgrund der niedrigen Zeitspannungsvolumina zur Verbesserung von Formgenauigkeiten und Oberflächengüten eingesetzt. Unter anderem findet es Anwendung in der Industrie zur Herstellung von optischen und anderen hochpräzisen Bauteilen. Läppen ist nach DIN 8589 [73] definiert, als das Spanen mit losem, in einer Paste oder Flüssigkeit verteiltem Korn (dem Läppgemisch), das auf einem meist Form übertragenden Gegenstück (Läppwerkzeug) bei möglichst ungeordneten Schneidbahnen der einzelnen Körner geführt wird. Beim Läppen wird aus der Keramikoberfläche Material sowohl durch die Rollbewegung der Schneidkörper, als auch durch sich temporär im Läppwerkzeug verankerte ritzende Schneidkörner abgetragen [73].

Geläppte Oberflächen weisen mikrogeometrisch nahezu isotrope Oberflächentopografien auf. Diese sind charakterisiert durch vereinzelte interkristalline Oberflächenausbrüche, regellos angeordnete Riefen, sowie eine Vielzahl sehr homogen verteilter Mulden [73].

Diese Strukturen bewähren sich bei hohen tribologischen oder optischen Funktionsanforderungen. Die Oberflächengüte des bearbeiteten keramischen Werkstoffes ist vom Gefüge abhängig [73].

2.13 Keramikoberfläche

Die Materialoberfläche ist von der Bearbeitung abhängig und kann, wie oben genannt, mit verschiedenen Systemen beurteilt werden. In der Literatur finden sich verschieden Normen, um Aussagen über Materialoberflächen zu machen. Die DIN Norm 4768 [80] definiert die gemittelte Rautiefe, die maximale Rautiefe, den arithmetischen Mittenrauwert und die mittlere Glättungstiefe. Die DIN Norm 4762 [80] definiert die Glättungstiefe an sich und die DIN Norm 4776 [80] definiert die Kernrautiefe.

Die Oberflächenbearbeitung hat einen erheblichen Einfluss auf die Materialeigenschaften. *Hahn et al.* [52] beschrieben signifikante Unterschiede in der Bruchfestigkeit nach Schleifen, sonoerosiver Bearbeitung (ähnlich dem Läppen) und Glasurbrand. Sie sind jedoch auch der Meinung, dass die Härte der Keramik keinen signifikanten Einfluss auf das Abrasionsverhalten hat.

Die Beschaffenheit der Keramikoberfläche hingegen nimmt Einfluss auf das Abrasivverhalten der antagonistischen Zähne. *Monaski et al.* [135] fanden eine Korrelation zwischen Verschleiß und Rauigkeit der Oberfläche. *Krejci et al.* [94] vermuteten, dass der Verschleiß okklusionstragender Funktionsflächen eine Funktion des Mikroreliefs ist, welche bedingt durch Gefügestruktur und Bearbeitung entsteht. Ebenso werden durch eine raue und poröse Oberfläche Verschmutzungen begünstigt,

Die Oberflächenrauheit ist zusätzlich zur Bearbeitung auch von der Korngröße der Ausgangsmaterialien und der beim Brand entstandenen kristallinen Phase abhängig. Eine weitere Möglichkeit der Oberflächenvergütung neben polieren und läppen besteht im Auftragen einer Glasur. Dabei glättet sich die Oberfläche und erhält einen schöneren Farbton. Der entscheidende Einfluss der Glasur ist jedoch die Verbesserung der technisch wichtigen Eigenschaften des Keramikprodukts. Hierzu gehören unter anderem mechanische Festigkeit und chemische Beständigkeit.

Auf Grund dessen, dass die Glasur flussmittelreicher ist als der gebrannte Keramikkörper, wirkt sie bei hohen Brenntemperaturen lösend. Dies hat die Bildung einer Zwischenschicht zu Folge, die eine feste Verzahnung der Glasur mit der darunter liegenden Oberfläche mit sich führt [73].

3 Fragestellung

Im Rahmen dieser Dissertation sollte mit Versuchen in der ACTA-Maschine geklärt werden, ob sich neuer entwickelte Keramiken von älteren, die als Goldstandart gelten und schon seit Jahrzehnten im Einsatz sind, in ihrem Verschleißverhalten unterscheiden.

Hauptaspekt war hierbei, ob das in der Literatur geforderte und von der Industrie vorgegebene Verschleißverhalten neuerer Materialien demjenigen von Zahnschmelz ähnlich ist.

4 Material und Methode

4.1 Vorversuche

An Hand von Vorversuchen zu dieser In-vitro-Untersuchung sollte anknüpfend an frühere Studien [50, 102, 137, 145] geklärt werden, wie eine möglichst einheitliche Materialstärke und Größe der Proben erzielt werden kann. Eine möglichst einheitliche Probenherstellung minimierte Unterschiede beim Brennen der Keramiken und erleichterte das Einpassen. Zur Herstellung der Probenkammern wurde das Probenrad senkrecht auf einen Koordinatentisch montiert und in axialer Richtung vorsichtig durch eine senkrecht stehende Fräse (Diamantschleifer mit organischer Bindung, Kommet Dental, Lemgo, Deutschland, Art. No. 836.104.55) gefahren. Anschließend wurde das Probenrad mit Hilfe einer Sternscheibe genau um 30 Grad weiter gedreht und die nächste Kammer wurde in der gleichen Weise beschliffen. So ergaben sich gleich große und gleich tiefe Kammern, die immer im selben Abstand zu einander lagen, (siehe Probenherstellung 4.3.1.3).

Des Weiteren sollte untersucht werden, wie die Keramikproben am besten in das Probenrad einzubringen waren. Wie in vergleichbaren Studien wurde eine Art Intarsientechnik verwendet, um Schmelz und Keramik Proben möglichst bündig zur Oberfläche eines Probenrades einzusetzen (siehe 4.3.1 Probenherstellung). Bei diesem Vorgehen konnte jedoch, trotz großer Sorgfalt wie auch in früheren Studien [50], keine annähernd für den Abrasionsversuch erforderliche ausreichend plane Oberfläche erzielt werden, weshalb ein Planschleifen (Grinden) des Probenrades nötig wurde. Die Justierscheibe der ACTA-Maschine wurde nach Gehör nachgestellt und die Räder mit einem gröberen Diamantrad für 3 mal 600 Zyklen gegrindet. Hierbei musste speziell bei Keramik vorsichtig verfahren werden, damit keine Fragmente herausbrachen. Auch bestand das Problem, dass der Kunststoff im Vergleich zur Keramik einen viel höheren Abrieb aufwies. Dies führte bei zu schnellem Nachstellen der Stellschraube zu einem Abtrag des Kunststoffes, jedoch nur zu einem geringen Abtrag an den Proben. Als Folge wurden Unebenheiten vergrößert, was gegen das Bestreben einer glatten Oberfläche durch Grinden war.

Des Weiteren sollte geklärt werden, wie die Probenräder am besten mit Hilfe des Laserscanners vermessen werden können. Dies war nötig, weil die verwendeten Keramiken eine gewisse Transparenz aufwiesen, welche das Scanergebnis eventuell

ebenso hätte beeinträchtigen können wie die sehr glatte Oberfläche der Keramiken. Hierdurch war sowohl ein Eindringen des Lasers, als auch eine Reflexion möglich. Deshalb wurde das Probenrad nach dem Grinden und nach den ersten 100.000 Zyklen einmal vermessen, anschließend TiO₂ Spray aufgetragen und erneut vermessen. Es stellte sich beim Vergleich der Werte heraus, dass die Ungenauigkeit des Sprayauftrags die Abrasion bei weitem überstieg. Somit wurden alle weiteren Messungen ohne Spray durchgeführt.

4.2 Material

4.2.1 Trägermaterial

Trägermaterial für die Versuchsreihen war Charisma[®] F, ein lichthärtendes, Fluorid freisetzendes Microglass[®] Komposit der Firma Heraeus Kulzer in Wehrheim. Es fand ausschließlich das Material der Chargennummer Lot 01.00.56, Farbe A1 Verwendung.

4.2.2 Zement

Zum einzementieren der einzelnen Proben wurde Variolink II[®] (Fa. Vivadent, Ellwangen) verwendet. Dies ist ein dual härtendes Befestigungskompositsystem zur adhäsiven Befestigung von Restaurationen. Der Befestigungskomposit Variolink II[®] wurde im Verhältnis 1 : 1 Basispaste und Katalysatorpaste (low viscosity) auf einem Mischblock 10 sec angemischt [47].

4.2.3 Zahnhartsubstanzen

Zur Gewinnung von Zahnhartsubstanz für die Schmelzproben wurden ausschließlich kariesfreie, füllungsfreie und defektfreie natürliche Molaren verwendet, die eine möglichst große, von Natur aus plane bukkale oder linguale Facette aufwiesen. Die Zähne waren während des gesamten Zeitraumes nach Entfernung aus der Mundhöhle, wie bei *Krejci et al.* [95] beschrieben, in 0,1 prozentiger Thymollösung gelagert. Vor der Probenherstellung wurden diese manuell von Resten des Parodontiums und der Pulpa gereinigt.

4.2.4 Abrasionsmedium

Als Abrasionsmedium wurde eine Kolbenhirsesamensuspension (Gelbe Futterhirse der Firma Baywa Fürth) verwendet. Die Hirsesuspension wurde unter standardisierten Bedingungen alle 50.000 Zyklen frisch hergestellt, um die Abrasivität des Mediums während der gesamten 400.000 Zyklen zu gewährleisten (Zerkleinerung der Phytolithen beim Abrasionsversuch [48] und um die Bildung einer Oberflächenschicht zu vermeiden [56]. Auf einer Goldwaage wurden hierzu je 2 Portionen à 75 g ungeschälte Hirsekörner abgewogen. Jede Portion wurde mit einer Drehmessermühle der Firma Siemens exakt 5 sec gemahlen und mit 220 ml destilliertem Wasser versetzt. Zusätzlich wurden 3 Spatelspitzen Natriumazid (Fa. Merck) zugegeben [24, 91], um bakterielles Wachstum und somit das Absinken des pH-Wertes zu verhindern.

Der pH-Wert wurde wie bereits in früheren Studien [50] jeweils vor und nach jeden 50.000 Zyklen des Abrasionsversuchs gemessen. Der pH-Wert lag vor dem Abrasionsversuch regelmäßig zwischen pH 6,5 und 6, was mit dem Neutralit[®]-Stäbchen (Fa. Merck, pH 5–10) gemessen wurde. Nach 50.000 Zyklen lag der Wert bei pH 6, wobei das Acelit[®]-Stäbchen (pH 0–6) zum Einsatz kam, um den sauren Bereich bei einem eventuellen pH-Wert Abfall besser abzudecken.

4.2.5 Probenmaterial

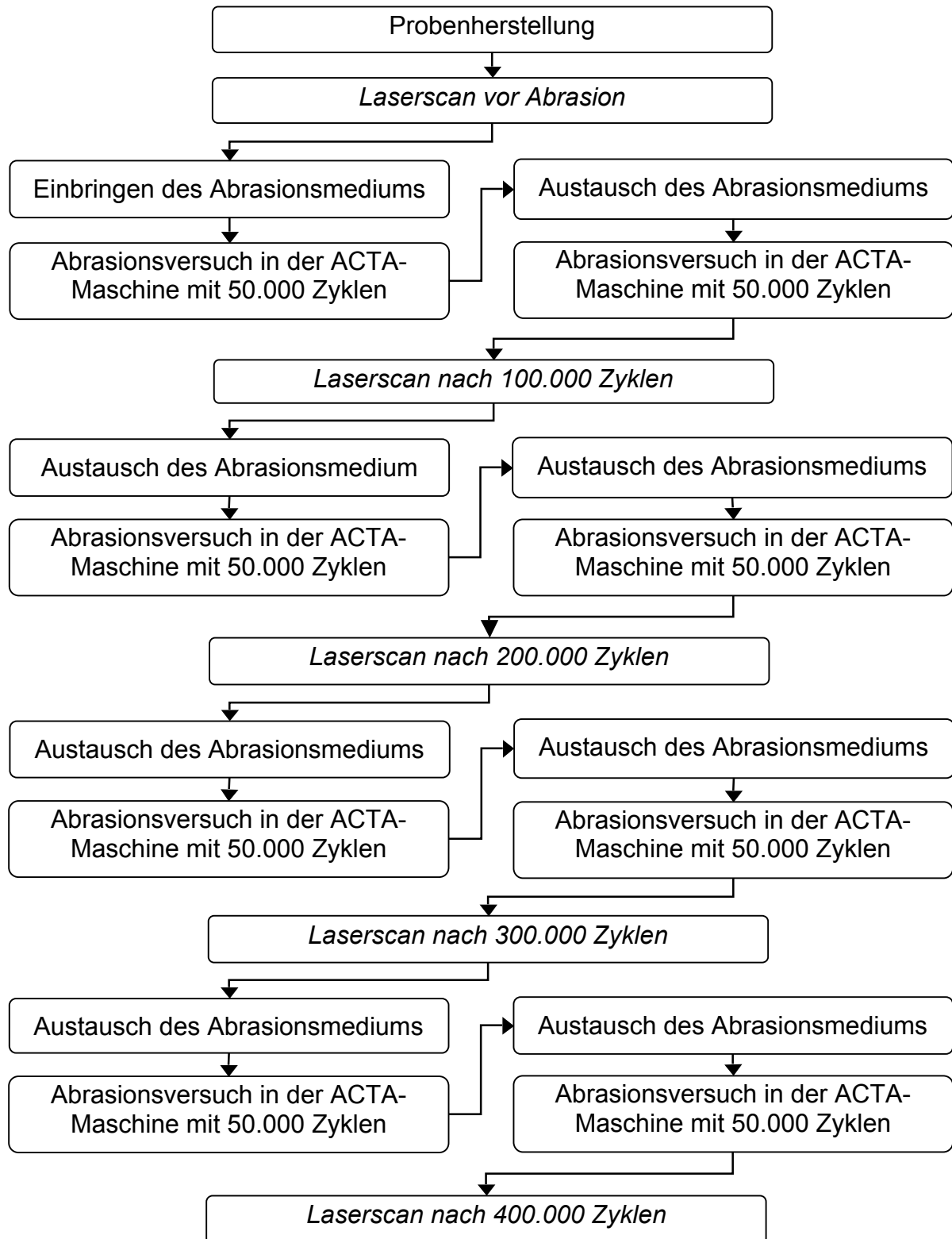
Die Auswahl der zu testenden Materialien umfasste letztendlich einige hochschmelzende Keramiken (VITA Omega 900, CeHa-White Schmelz, CeHa-White Dentin, Imagine reflex, Cercon ceram s, Ivoclar e.max Ceram), eine niederschmelzende Keramik (Ducera Gold), eine Presskeramik (Cercon x press), eine Zirkonverblendkeramik (Initial zr) und zwei Verblendmaterialien (VM 9 und VM 13). Dies ergab eine große Spannbreite von unterschiedlichen Materialien.

Kammer	Material
1	VITA OMEGA 900 , <i>Schmelzmasse, EN 4</i> , Metallkeramik, (Fa. VITA Zahnfabrik, H. Rauter GmbH & Co. KG Bad Säckingen) [75]
2	CeHa WHITE CLASSIC , <i>Schmelzmasse, E 4</i> , Dental–Glaskeramik (Fa. C. HAFNER, Pforzheim) [65]
3	IMAGINE REFLEX , <i>Incisalmasse, 4</i> , (Fa. Michael Flussfisch GmbH, Wieland Dental + Technik GmbH & Co. KG, Rosbach/Rodheim) [61]
4	ducera gold , <i>Schneidemasse, S 57</i> , Metallkeramik, (Fa. DeguDent, Hanau–Wolfgang) [68]
5	VITA VM 9 , <i>Schmelzmasse, EN L</i> , Verblendkeramik für ZrO ₂ –Gerüste, (Fa. VITA Zahnfabrik, H. Rauter GmbH & Co. KG Bad Säckingen) [77]
6	VITA VM 13 , <i>Schmelzmasse, EN L</i> , Verblendkeramik für Metalllegierungen, (Fa. VITA Zahnfabrik, H. Rauter GmbH & Co. KG Bad Säckingen) [76]
7	GC Initial Zr , <i>Schmelzmasse, E 58</i> , Verblendkeramik für Zirkoniumdioxidgerüste, (Fa. GC, Leuven, Belgien) [62]
8	Cercon ceram S , <i>Schmelzmasse, S 4</i> , Verblendkeramik für Zirkoniumdioxidgerüste, (Fa. DeguDent, Hanau–Wolfgang) [67]
9	Cercon ceram Press , <i>D 3</i> , Presskeramik zum überpressen von Zirkongerüsten, (Fa. DeguDent, Hanau–Wolfgang) [64]
10	ivoclar IPS e.max Ceram , <i>Schmelzmasse, TS 1</i> , Nano–Fluor–Apatit–Glaskeramik zur Verblendung von Zirkongerüsten, (Fa. Ivoclar/Vivadent, Ellwangen) [63]
11	CeHa WHITE CLASSIC , <i>Dentinmasse, B 3</i> , Dental–Glaskeramik (Fa. C. HAFNER, Pforzheim) [65]
12	Schmelzstück (siehe 4.2.3)

Tab. 1: Materialbestückung der 12 Probenkammern

4.2.6 Methode

Der Ablauf der Abrasionsversuche wird im nachfolgenden Diagramm schematisch dargestellt.



Diag. 1: Ablauf der Abrasionsversuche als Flussdiagramm

4.3.1 Probenherstellung

4.3.1.1 Probenradherstellung

Die zehn Probenräder mit einem Durchmesser von 50 mm enthielten je zwölf Probenkammern (12 mm x 10 mm x 2,2 mm). Die Kammern wurden mit den Ziffern 1 bis 12 im Uhrzeigersinn durchnummeriert, um die einzelnen Proben eindeutig zu kennzeichnen. Zur Orientierung wurden vorhandene Bohrungen der Räder, die zum Aufstecken in die Abrasionsmaschine industriell vorgefertigt sind, als Bezug verwendet. Um einen guten Verbund zwischen Material und Trägermaterial zu gewährleisten, wurden die Probenkammern vor der Beschickung nach Herstellerangaben mit dem Rocatec®-Verfahren silikatisiert und die Oberfläche mit Espe®-Sil (Fa. Espe, Seefeld) konditioniert. Danach wurde eine Opaquerschicht mit Sinfony Opaquer (Fa. Espe) aufgetragen, um die Verbindung von Metall und Komposit sicher zu stellen, da die Versuchsreihe mit 400.000, anstatt wie in früheren Studien [50], mit 200.000 Zyklen einer doppelten Beanspruchung ausgesetzt war. Zum Befüllen eines Probenrades mit dem Trägermaterial Charisma® wurde ein Formteilsatz von der Fa. Willytec® verwendet, der aus zwei Messingscheiben mit einem Durchmesser von 51 mm sowie einer Achse mit Flügelschrauben bestand. Die Messingscheiben dienten als Schablonen für das zu fertigende Probenrad und wurden beidseitig an das Probenrad geschraubt. Der Kunststoff wurde stets für jede Kammer einzeln in vier Schichten aufgebracht, um die Aushärtung des Kunststoffs zu gewährleisten und Spannungen im Material gering zu halten. Siehe Abbildung 9.



Abb. 9: Einbringen des Kunststoffs in vier Schichten

Die erste Schicht schloss mit der Höhe der Probenradstege ab, ohne sich in der Mitte zu berühren. Nach Einbringen der ersten Schicht wurde diese für je 20 sec mit einer Polarisationslampe Epilar® Visio 160 W (Fa. Espe) lichtgehärtet. Die zweite Schicht schloss ebenfalls mit der Höhe der Probenradstege, füllte aber den Mittelteil und wurde wieder 20 sec lichtgehärtet. Die dritte Schicht schloss über dem Probensteg

ab. Nach erneutem Lichthärten von 20 sec wurde die vierte Schicht appliziert. Diese schloss auf Höhe der Schablonenscheiben ab. Um die Oberfläche des Trägermaterials rund und möglichst glatt zu gestalten und somit das Rundschleifen zu erleichtern, wurde zu diesem Zweck eine lichtdurchlässige Kunststoffolie verwendet. Nach Adaptation der vierten Schicht wurde die Folie über die zwei Scheiben und das Material gespannt und unter leichtem Druck plan über eine plane Oberfläche (Glasplatte) gerollt. Anschließend wurde dieses für 20 sec ausgehärtet. Nach der Befüllung aller Kammern wurden die Messingscheiben entfernt, um die einzelnen Kammern von beiden Seiten je 20 sec zu härten. So konnte gewährleistet werden, dass auch Bereiche, die von den Schablonen abgedeckt waren, vollständig durchgehärtet wurden. Nach dem Beschicken der Räder bildete das Trägermaterial eine lückenlose, planare Materialoberfläche ohne Freiräume, welche optisch bereits nahezu vollkommen rund erschien. Zum Abschluss wurden Kunststoffreste, die sich fertigungstechnisch an beiden Seiten eines Probenrades als dünne Fahnen gebildet hatten, zuerst mit dem Skalpell abgesprengt und anschließend mit einem Schleifpapier plan abgezogen. Dies war wichtig, um die Räder sowohl in der Abrasionsmaschine als auch im Laserscanner eindeutig reponieren zu können.

4.3.1.2 Erstes Rundschleifen des Probenrades (Vorgrinden)

Um sicher zu stellen, dass die Oberfläche des jeweiligen Probenrades keine Unebenheiten mehr aufwies und homogen und rund war, musste sie vor dem Einsetzen der Keramikproben in der ACTA-Maschine unter Wasserkühlung (aq. dest.) eingeschleift werden. Dabei wurde nach einem von *Graf* [50] angegebenen Einschleifprotokoll vorgegangen, auf welches hier nochmals eingegangen wird: Es wurde mit zwei Diamantschleifkörpern unterschiedlicher Körnungen gearbeitet (D25/C25 grob, D64/C50 fein). Das gröbere Schleifrad war für den eigentlichen Schleifvorgang vorgesehen, das feiner gekörnte nur noch zur Oberflächenverfeinerung. Die Andrucklast wurde für das Einschleifen mit Gewichten auf 20 N eingestellt und die Achsen rotierten in der gleichen Drehrichtung, die Oberflächen liefen somit in entgegengesetzter Richtung. Der linke Motor wurde auf 140 U/min und der rechte auf 60 U/min eingestellt. Zu Beginn des Einschleifvorgangs berührten sich Diamant- und Probenrad jeweils nur im Bereich der hervorstehenden Unebenheiten des Probenrades, was ein rumpelndes Schleifgeräusch verursachte. Diese Erhebungen wurden

zuerst eingeebnet. Ganz allmählich wurde nun das Schleifrad durch manuelles Zurückdrehen der Abstandsschraube immer mehr auf das Probenrad zu bewegt, wodurch die Materialoberfläche des Probenrades immer gleichmäßiger wurde. Dabei wurde die Justierschraube weiter nach Gehör kontinuierlich nachgestellt. Nach 600 Zyklen wurde das Probenrad aus der ACTA-Maschine entnommen und digital und optische kontrolliert, um grobe Unebenheiten, falls vorhanden, aufzuspüren und gegebenenfalls manuell nachzuarbeiten. Dieser Vorgang wurde noch zweimal für jeweils 600 Zyklen wiederholt. Eine Leuchtdiode zeigte an, ob sich Proben- und Schleifrad überall gleichmäßig berührten. Sobald die Kontrollleuchte fortwährend flackerfrei leuchtete, war das Probenrad rund abgeschliffen. Beim Einschleifen wurde sehr vorsichtig unter Sichtkontrolle vorgegangen, damit noch genügend Trägermaterial für die Versuchsreihe mit 400.000 Zyklen vorhanden war. Zum Schluss wurde noch das feinere Schleifrad eingelegt und für eine Minute fein geschliffen (linker Motor 130 U/min, rechter Motor 130 U/min). Nach dem Grinden wurden die Probenräder gründlich mit destilliertem Wasser abgespült und in Thymollösung gelagert.

4.3.1.3 Einpassen der Keramikproben

Um Keramikproben in das Probenrad einzubringen, wurde ein zweizeitiges Vorgehen gewählt. Zunächst wurde aus dem Kunststoffgrundkörper eine Vertiefung (ca. 3 mm) heraus geschliffen. Siehe Abbildung 10.

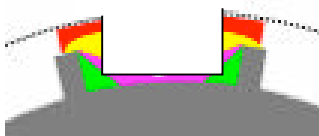


Abb. 10: Probenkammer mit genormter Vertiefung

Hierfür wurde das Probenrad wie in den Vorversuchen senkrecht auf einem Koordinatentisch montiert und in axialer Richtung vorsichtig durch die senkrecht stehende Fräse, einem zylinderförmigen Diamanten für das Handstück (Fa. Komet Best. Nr. 836.104.055) mit einem Durchmesser von 5,5 mm, gefahren. So wurde eine über die ganze Breite des Probenrades reichende Kavität geschaffen. Anschließend wurde das Probenrad mit Hilfe einer Sternscheibe genau um 30 Grad weiter gedreht und die

nächste Kammer wurde in der gleichen Weise beschliffen. So ergaben sich gleich große (5,5 mm) und gleich tiefe (2 mm) Kammern, die immer im selben Abstand (7,5 mm) zueinander lagen. Dies wurde für elf Kammern durchgeführt. Die zwölfte Kammer wurde belassen, um später die Schmelzprobe einzubringen.



Abb. 11: Fräsständer mit Koordinatentisch



Abb. 12: Sternscheibe und Probenrad

Zur Herstellung der Keramikplättchen wurde eine Kunststoffform hergestellt, die in ihrer Form den Probenkammern entsprach, aber in ihrer horizontalen Ausdehnung der Breite und Länge nach um 1,5 mm größer und 0,5 mm tiefer war. Diese wurde verwendet, um die einzelnen Keramikplättchen zu schichten. Durch die größere Ausdehnung wurde versucht, die Schrumpfung während des Brennvorgangs zu kompensieren. Nach dem Schichten und Verdichten wurden die einzelnen Plättchen vorsichtig mit einem flachen Spatel aus der Form genommen und im Ofen auf einer planen Oberfläche gebrannt. Für jede Probe wurde das individuelle Brennprogramm des Herstellers verwendet und strikt nach Herstellerangaben verfahren [61, 62, 63, 64, 65, 67, 68, 75, 76, 77]. Die fertigen Keramikplättchen wurden dann in die Vertiefungen unter zu Hilfenahme einer Diamantscheibe in das Probenrad eingepasst.

Die Oberfläche der zuvor mit dem Diamant beschliffenen Kammern wurde zuerst mit Spray gespült und dann trocken geblasen. Anschließend wurde mit Monobond-S (Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) silanisiert, nach 60 sec Einwirkzeit

wurden Reste verblasen und getrocknet. Als Haftvermittler wurde Heliobond (Fa. Ivoclar Vivadent) aufgetragen.

Die Keramikproben wurden mit IPS Ceramic Ätzel (Fa. Ivoclar Vivadent) 60 sec an der Unterseite angeätzt. Anschließend wurde ebenfalls mit Monobond-S (Fa. Ivoclar Vivadent) silanisiert und nach 60 sec Einwirkzeit wurden Reste verblasen und getrocknet. Hier wurde ebenfalls Heliobond (Fa. Ivoclar Vivadent) aufgetragen.

Nun wurden Variolink® II Aktivator dickflüssig (210/A3) mit Variolink® II Basismaterial dickflüssig (210/A3) (Fa. Ivoclar Vivadent) im Verhältnis eins zu eins gleichmäßig vermischt und in die Kammern eingebracht. Danach wurden die Keramikproben in die Kammern eingebracht, so dass ihre Endposition möglichst bündig zur Oberfläche des Rades war. Reste wurden mit einem Spatel entfernt und Glyceringel (Liquid Strip transparent, Fa. Ivoclar Vivadent) auf die Klebefuge appliziert, um die Sauerstoffinhibitionsschicht beim Aushärten zu vermeiden. Im Anschluss wurde 60 sec mit der Polarisationslampe Epilux® Visio 160 W (Fa. Espe) ausgehärtet.

4.3.1.4 Einpassen der Schmelzproben

Im nächsten Arbeitsschritt wurden die Schmelzproben präpariert. Unter ständiger Wasserkühlung wurden die ausgewählten Zahnflächen mit einer diamantierten Trennscheibe–eingespannt in ein blaues Winkelstück–zunächst abgeflacht. Danach wurde eine Schliffritze parallel zur Zentralfissur von okklusal bis zur Schmelz–Dentingrenze so angelegt, dass eine etwa 2 mm starke Facette entstand. Um die Facette letztlich abzutrennen, erfolgte dann ein horizontaler Schnitt an der Schmelz–Dentingrenze. Die so gewonnene, möglichst dicke, bukkale bzw. linguale Schmelzprobe wurde von allen Seiten getrimmt, so dass ein möglichst großes rechteckiges Probenstück entstand.

Mit einem Heatless Stein, welcher in einem Technikerhandstück eingespannt war, wurde eine Kavität angelegt, die dem Probenumriss und der Tiefe entsprach. Die Kavität wurde stets in der Mitte der Radkammern angelegt.

Anschließend wurde wie bei den Keramikproben die Kammer mit Monobond-S (Fa. Ivoclar Vivadent) silanisiert und es wurde Heliobond (Fa. Ivoclar Vivadent) aufgetragen.

Die Schmelzstücke wurden nach Herstellerangaben der Fa. Ivoclar Vivadent 30 sec mit dem Ätzel Total Etch® (Fa. Ivoclar Vivadent) angeätzt und anschließend mit

Syntac Primer[®] (Fa. Ivoclar Vivadent) gleichmäßig bepinselt und nach 15 sec Einwirkzeit getrocknet. Im Anschluss wurde Syntac Adhesive[®] gleichmäßig aufgetragen und nach 10 sec Einwirkzeit erneut getrocknet. Die so konditionierte Probe wurde mit Heliobond (Fa. Ivoclar Vivadent) bestrichen.

Das Einsetzen der Schmelzproben erfolgte wieder analog zu dem der Keramikproben mit Variolink[®] II. Nach dem Einsetzen aller Schmelzproben wurde das Probenrad in 0,1 prozentiger Thymollösung gelagert. Bei regelmäßiger pH-Wert-Überprüfung (nach drei Tagen) konnte ein Anstieg von pH 7,2 auf 7,6 festgestellt werden, der mit einer leichten Korrosion des Probenrades einherging. Die Lösung wurde alle drei Tage ausgetauscht.

4.3.1.5 Zweites Rundschleifen des Probenrades (Nachgrinden)

Durch das Einsetzen der Keramik und Schmelzteile kam es zu Unebenheiten und Stufen auf der Probenradoberfläche, weswegen erneut eingeschliffen werden musste. Es wurde wieder nach dem Protokoll von *Graf* [50] verfahren und speziell auf die Probenmaterialien abgestimmte Diamanträder verwendet (D 25/C75 grob, D 64/C100 fein). Das Grinden erfolgte wieder unter Wasserkühlung, wobei der linke Motor auf 140 U/min eingestellt wurde und der rechte auf 60 U/min. Die Rotation der beiden Motoren, und damit des Probenrades und des Schleifrades, war in gleichsinniger Drehrichtung, so dass die Oberflächen sich in gegenläufiger Richtung aneinander vorbei bewegten. Die Stellschraube wurde langsam und gleichmäßig nachgestellt, wobei man sich an der Höhe der Keramikproben orientierte. Der Kunststoff abradierte sich gleichzeitig mit. Des Weiteren musste das Wasser im Glasgefäß, in welches die Probenräder zum Nass-Schleifen eingetaucht waren, häufig gewechselt werden. Dies war nötig, um weiter unter optischer Kontrolle zu arbeiten, da das Wasser durch den Schleifstaub schnell eintrübte. Im Anschluss wurde das feiner gekörnte Rad für zwei Minuten verwendet (linker und rechter Motor je auf 130 U/min eingestellt), um die Oberfläche zu verfeinern.

4.3.2 Laserscan

Alle Probenräder wurden vor dem Abrasionsversuch mit dem 3D-Laserscanner der Firma Willytec (Abbildung 13) vermessen. Das zu vermessende Probenrad kann fertigungstechnisch nur von einer Seite aus in die Maschine eingelegt werden, wodurch gewährleistet wird, dass das Probenrad immer von derselben Stelle aus vermessen wird.



Abb. 13: 3D-Laserscanner, Fa. Willytec

Das Verfahren basiert auf dem Triangulationsprinzip. Der Scanner besteht aus einer Halbleiter-Laserdiode, einer Digitalkamera mit Optik und CCD-Chip, einem Koordinatentisch, der sich mit Schrittmotoren bewegen lässt und einer Hardware zur Datenverarbeitung. Auf diesem Koordinatentisch ist ein speziell für das Scannen von ACTA-Probenrädern entwickelter Schrittmotor mit Aufnahmevorrichtung montiert. Dieser rotierte das Rad während des Scannens, was einem Vorschub in y-Richtung gleich kam. Der Schrittmotor hatte eine frei wählbare Schrittgröße, so dass sich die Abtastrate verändern ließ. Es wurde mit den im Anhang beschriebenen Einstellungen gearbeitet.

Mit Hilfe eines Joysticks ließ sich das Probenrad exakt positionieren. Die gewonnenen Daten wurden auf einem angeschlossenen Computer unter Linux gespeichert und konnten anschließend weiter ausgewertet werden. Nach 100.000, 200.000, 300.000 und 400.000 Zyklen in der Abrasionsmaschine wurden die Proben erneut vermessen.

4.3.3 Abrasionsversuch

Für den eigentlichen Abrasionsversuch wurde ein Antagonistenrad aus Edelstahl mit wabenförmigen Transportfeldern für das Abrasionsmedium (siehe 4.2.4) in die ACTA-Maschine eingesetzt. Das Probenrad wurde auf der Lastachse mit einem Quirl festgeschraubt. Das Antagonistenrad war in der Höhe fertigungstechnisch so zum Probenrad positioniert, dass es zentral auf das Probenrad auftraf. Da das Antagonistenrad etwas schmaler war, blieb an beiden Seiten eine Referenzebene von ca. 1,5 mm unberührt. Die Räder wurden in ein Glasgefäß mit Hirsesamensuspension (siehe 4.2.4) eingetaucht. Die Motordrehrichtung wurde im Gegensatz zum Grinden auf „gegensinnig“ eingestellt, so dass die Oberflächen nun gleichsinnig liefen. Der linke Motor wurde auf 130 U/min und der rechte mit dem Probenrad auf 60 U/min (= 1 Hz) eingestellt. Die Oberfläche des Antagonistenrades war somit beim Abrollen um 20 % langsamer als die des Probenrades. Daraus ergibt sich ein Schlupf von 20 %. Ein Testzyklus betrug 50.000 Umdrehungen und dauerte ca. 14 Stunden. Die Gesamtzyklenzahl für jedes Probenrad betrug 400.000 Zyklen bei einer Prüfkraft von 20 N.

4.3.4 Auswertung mit dem Match-3D-Programm

Die Auswertung des absoluten Verschleißes erfolgte mit einem mathematischen Überlagerungsverfahren [127]. Daten vor und nach dem Versuchszyklus wurden mittels der Match-3D-Software überlagert, um ein Differenzbild zu erzeugen [50]. Dies wurde für jede Probe einzeln neu durchgeführt. Bei den ACTA-Probenrädern wurde der unabradierte Bereich links und rechts des Probenrades als Referenzbereich zur Überlagerung herangezogen (Abbildung 15 und 16). Es wurde darauf geachtet, den Referenzbereich nur in den Proben zu wählen (Abbildung 14), da die Keramik und der anschließende Kunststoff auf Grund ihrer unterschiedlichen Transparenz unterschiedliche Ergebnisse lieferten. Bei allen Auswertungen wurde darauf geachtet, dass die mit dem Cursor gekennzeichneten Flächen zwischen Baseline und Follow-up möglichst gleich ausgewählt wurden. Danach wurden vier möglichst übereinstimmende Punkte auf den Proben gewählt und die beiden Bilder zu einem Differenzialbild überlagert. Anschließend wurde ein möglichst großes Areal an Abrasionsfläche zur Auswertung herangezogen (Abbildung 17).

Die im Programm vorgegebenen Match-Parameter (minimale Matchpunktzahl: 800, Ausreißerquantil: 4,0, Iterationen: 800) wurden belassen, da es sich um relativ kleine Datensätze handelte. Beim Matchen wurde die Standardabweichung, das 10 %, 50 % und 90 % Quantil erfasst. Die Standardabweichung beim Matchen lag meistens unter 25 μm . Mit dem Ausreißerquantil von 4,0 war somit gewährleistet, dass Punkte mit absoluten Differenzen größer als 40 μm nicht berücksichtigt wurden.

Obwohl seitliche Referenzpunkte vorhanden waren (unabradierter Bereich) wurde kein „Auto-Matching“ [104] angewendet, da dies zu keinen sinnvollen Ergebnissen führte. Der mittlere Höhenverlust aller Punkte in den Auswertungsarealen (mean) wurde zur Darstellung des Verschleißes herangezogen [49].

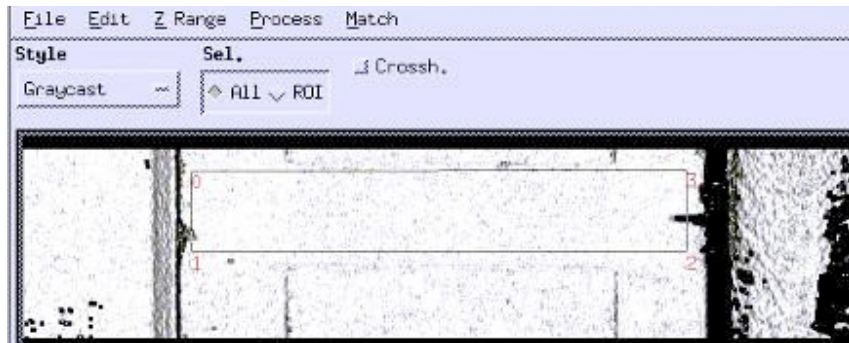


Abb. 14: Auswahlbereich für die Probe

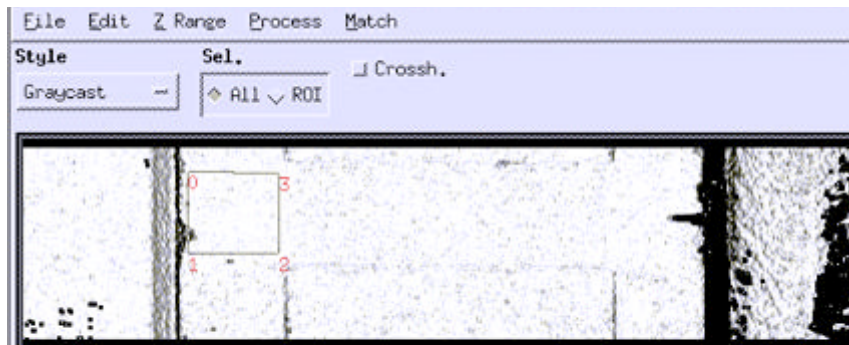


Abb. 15: Auswahl des Reverenzbereichs

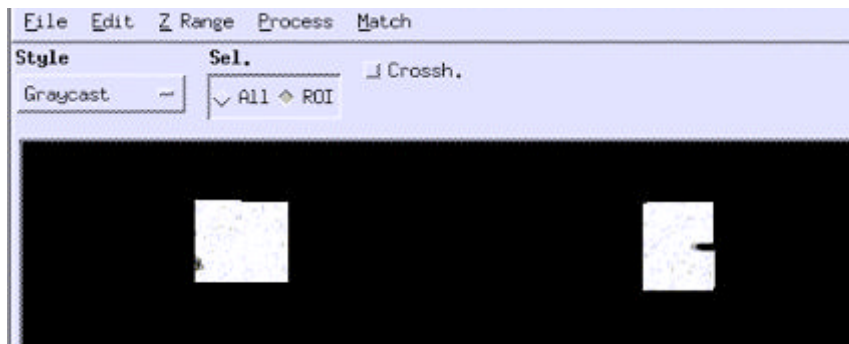


Abb. 16: Auswahl des Reverenzbereichs und Ausblenden der restlichen Probe

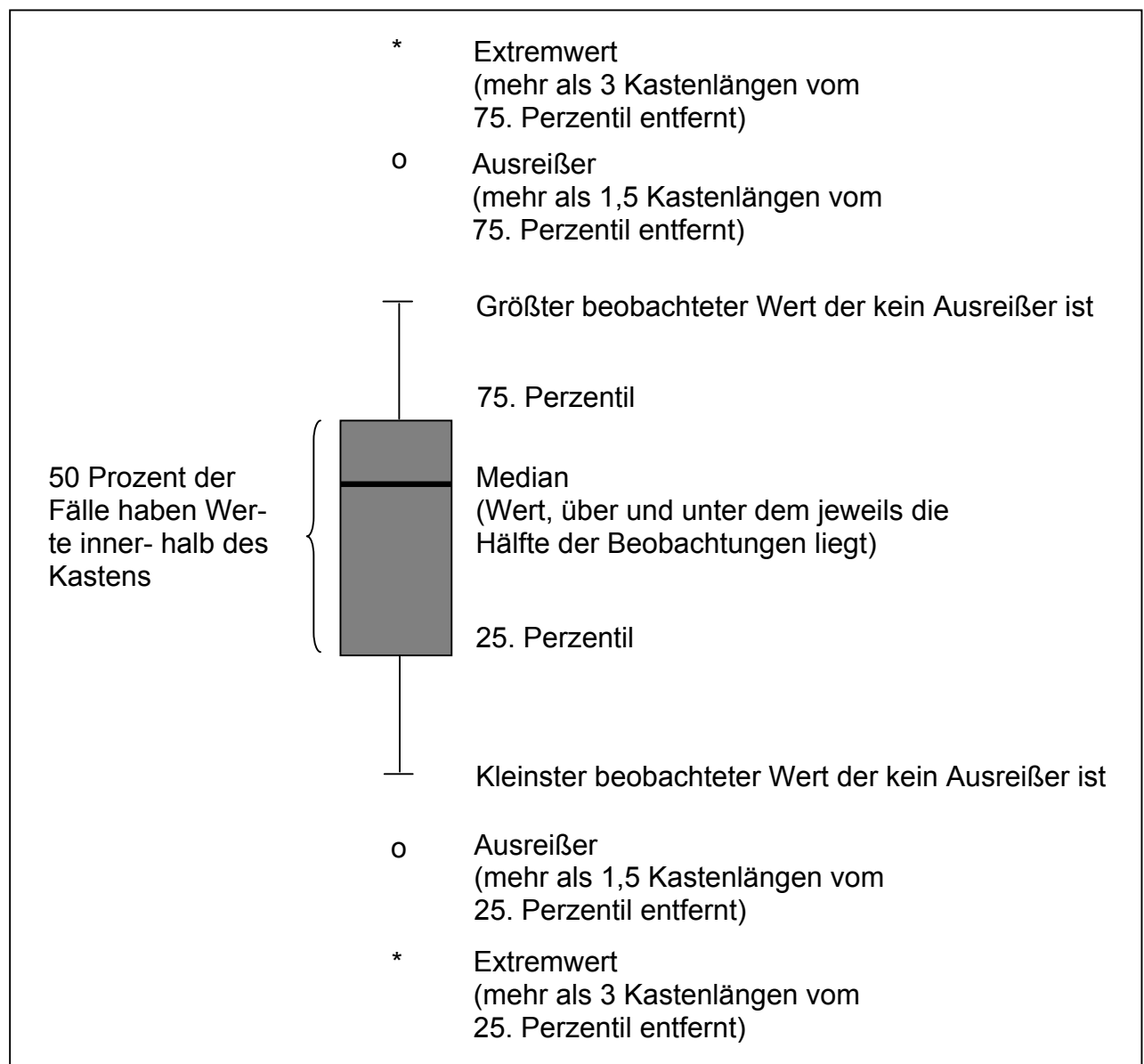


Abb. 17: Überlagerung von Probenzyklus und Baseline

4.3.5 Statistische Auswertung

Die aus dem Abrasionsversuch gewonnenen Datenreihen wurden in einer Microsoft–Excel Datenmatrix erfasst und in das Statistikprogramm SPSS 14.0.1 für Windows übernommen, um sie weiter auszuwerten.

Die deskriptiven Ergebnisse wurden in so genannten Boxplots (Kastendiagrammen) graphisch dargestellt. In Boxplots werden der Median, das mittlere 50 % Quantil (= Box) das obere und untere 25 % Quantil (= Whiskergrenzen), Ausreißer und Extremwerte einzelner Variablen angezeigt. Diagramm 2 zeigt ein kommentiertes Schema eines Boxplotdiagrammes.



Diag. 2: Erläuterung der Darstellung im Boxplot in Anlehnung an Norušis [139]

Zu Beginn wurden neben der Mittelwertberechnung für die Abrasion nach 100.000, 200.000, 300.000 und 400.000 Zyklen nach dem Kruskal–Wallis–Test signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Proben mit dem Mann–Whitney–U–Test getestet. Das Signifikanzniveau wurde bei einem Wert von $p < 0,05$ festgelegt. Im Anschluss wurde mit SPSS noch der lineare Verschleiß überprüft.

4.3.6 Herstellung von REM–Proben und Photographien

Die Herstellung der REM–Aufnahmen erfolgte nach Abschluss der vorherigen Versuchsdurchläufe. Die Proben sollten einzeln bei den unterschiedlichen Zyklenzahlen betrachtet werden. Die Aufnahmen wurden also für alle zwölf Proben nach 200.000, nach 400.000 Zyklen und bei einem gegrindeten Rad angefertigt, um aussagekräftiges Bildmaterial zu erhalten und um den Verschleiß der verschiedenen Proben vergleichen zu können.

Da die Proben für die Aufnahmen aus dem Probenrad entnommen werden mussten und das Probenrad hierbei zerstört wurde, konnten die Proben anschließend nicht für weitere Zyklen in das Probenrad zurückgesetzt werden. Es wurden daher drei Probenräder ausgewählt, die nicht mehr für die Versuche benötigt wurden.

Eines der drei ausgewählten Probenräder, welches bereits 400.000 Zyklen vollendet hatte, wurde so belassen. Zwei weitere Probenräder wurden wie oben beschrieben erneut gegrindet. Eines dieser beiden wurde erneut nochmals für 200.000 Zyklen in der ACTA–Maschine beansprucht. Das dritte Probenrad verblieb im gegrindeten Zustand. Somit standen drei Probenräder, eines gegrindet, eines mit 200.000 Zyklen und eines mit 400.000 Zyklen zur Verfügung.

Um die Proben aus dem Probenrad zu entnehmen und auf die Probenträger für das REM aufzubringen, wurden diese zunächst mit der Trennscheibe möglichst weit freigeschliffen. Dies war nötig, da die Proben sehr zerbrechlich sind und sich nicht einfach aus dem Probenrad heraus klopfen ließen. Hierzu wurde die Trennscheibe zuerst im Befestigungskomposit längs zwischen den Proben angesetzt, um diese zu separieren. Anschließend wurde mit einer Separierspitze zwischen Trägerradoberfläche und Probenunterseite im Befestigungskomposit von beiden Seiten her eine Sollbruchstelle angelegt.

Das Probenrad wurde daraufhin flach auf eine gummierte Arbeitsunterlage gelegt und die Proben einzeln vorsichtig mit einem Hammer und einem flachen Schlitz-

schraubenzieher durch leichtes und vorsichtiges, seitliches Klopfen auf die Probe vom Probenrad separiert.

Die Proben wurden anschließend sorgfältig beschriftet und bis zum Aufbringen auf die Probenträger für das REM in Filmdöschen aufbewahrt. Bei dem gesamten Vorgehen, sowie allen späteren Arbeitsschritten, war dringlich darauf zu achten, dass die Proben fettfrei und staubfrei blieben.

Nun wurden die Proben der Reihe nach mit der Pinzette und unter Zuhilfenahme des speziell dafür vorgesehenen elektrisch leitenden, doppelseitigen Klebebands auf die Probenträger für das REM aufgebracht. Die abradierte Seite zeigte dabei in die Richtung, in der nach Positionierung im REM später der Sensor war.

Darauf hin wurden die Proben besputtert und somit eine hauchdünne Oberfläche aus Gold geschaffen, welche später die Elektronen ableiten kann, damit kein Einbrennen des Elektronenstrahls in der späteren Aufnahme die Qualität des Bildes verschlechtert.

Besputtert, fett- und staubfrei wurden die Proben schließlich auf dem Probenteller des REM befestigt und in die Aufnahmeposition gefahren.

Die Aufnahmen erfolgten bei möglichst gleichem Objekt–Sensorabstand der in etwa 6–8 mm betrug. Ein weiterer Parameter war die Kathodenspannung (ETH) von ca. 5,00 kV, Die Einstellungen des REM–Mikroskops mussten teils individuell auf die Proben angepasst werden.

Es wurden von jeder Probe Aufnahmen in unterschiedlicher Vergrößerung gemacht. Zur Übersicht wurde mit einer 150–fachen Vergrößerung begonnen. Anschließend folgten Aufnahmen in 500–facher und 1500–facher Vergrößerung. So entstanden gut vergleichbare Bilder der einzelnen Proben, die anschließend am Computer visuell weiter ausgewertet wurden.

Zur Herstellung der Photoaufnahmen wurde ein Probenrad nach vollständigem Versuchsdurchlauf, also nach 400.000 Zyklen, mit der Probenfläche auf eine weiße Photounterlage gestellt. So konnte immer nur der Teil der Proben photographiert werden, welcher zur Kamera ausgerichtet war. Die Kamera, eine Fuji FinePix, war auf einem Stativ befestigt und senkrecht von oben auf das Probenrad gerichtet. Beleuchtet wurde mit nur einer Lichtquelle, die mit ca. 45° so auf die Probe ausgerichtet war, dass möglichst gute Kontraste erzielt werden konnten. Anschließend wurde der Kontrast mit Adobe Photoshop erhöht, um die Oberflächenstruktur besser zur Geltung zu bringen.

5. Ergebnisse

Die aus dem Match-3D-Programm gewonnenen Daten aller Versuche sind im Anhang vollständig aufgeführt. Alle Werte sind in μm angegeben.

Die Daten wurden in SPSS 14.0.1 für Windows ausgewertet und sind auf den folgenden Seiten graphisch und numerisch im Detail dargestellt.

Statistisch sollen des Weiteren folgende Hypothesen überprüft werden:

1. Der Verschleiß der getesteten Materialien ist verschieden.
2. Der Verschleiß neuerer keramischer Werkstoffe, bezogen auf die Zyklenzahl, unterscheidet sich vom Verschleiß älterer Materialien.
3. Der Verschleiß neuerer keramischer Werkstoffe ist dem von Schmelz ähnlicher.
4. Der Verschleiß der Keramiken und des Schmelzes verhält sich über den Versuchszeitraum linear.

5.1 Graphische Darstellungen der Abrasion

5.1.1 Gesamtübersicht aller getesteten Materialien

Nachfolgend werden die Abrasionswerte bei 100.000 Zyklen, 200.000 Zyklen, 300.000 Zyklen und 400.000 Zyklen grafisch dargestellt. Auf der Y–Achse wird die Abrasion in μm angegeben. Auf der X–Achse sind die einzelnen Proben aufgeführt.

Die im Diagramm dargestellten Abrasionen stellen sich für die einzelnen Proben wie folgt dar:

Für VITA OMEGA 900 ergaben sich mediane Abrasionswerte von 1.6 μm bei 100.000 Zyklen, von 2.5 μm bei 200.000 Zyklen, von 4.2 μm bei 300.000 Zyklen und von 4.1 μm bei 400.000 Zyklen.

Für CeHa WHITE CLASSIC Schmelzmasse betrugen die medianen Abrasionswerte 1.7 μm bei 100.000 Zyklen, 3.4 μm bei 200.000 Zyklen, 5.9 μm bei 300.000 Zyklen und 6.7 μm bei 400.000 Zyklen.

Für CeHa WHITE CLASSIC Dentinmasse wurden mediane Abrasionswerte von 2.1 μm bei 100.000 Zyklen, von 2.9 μm bei 200.000 Zyklen, von 4.6 μm bei 300.000 Zyklen und von 5.2 μm bei 400.000 Zyklen erzielt.

Für IMAGINE REFLEX ergaben sich mediane Abrasionswerte von 2.0 μm bei 100.000 Zyklen, von 3.5 μm bei 200.000 Zyklen, von 5.2 μm bei 300.000 Zyklen und von 6.1 μm bei 400.000 Zyklen.

Für ducera gold beliefen sich die medianen Abrasionswerte auf 2.5 μm bei 100.000 Zyklen, auf 3.3 μm bei 200.000 Zyklen, auf 4.6 μm bei 300.000 Zyklen und auf 5.8 μm bei 400.000 Zyklen.

Für VITA VM 9 wurden mediane Abrasionswerte von 1.7 μm bei 100.000 Zyklen, von 2.6 μm bei 200.000 Zyklen, von 4.3 μm bei 300.000 Zyklen und von 4.7 μm bei 400.000 Zyklen ermittelt.

Für VITA VM 13 ergaben sich mediane Abrasionswerte von 1.9 μm bei 100.000 Zyklen, von 3.0 μm bei 200.000 Zyklen, von 3.8 μm bei 300.000 Zyklen und von 5.7 μm bei 400.000 Zyklen.

Für GC Initial Zr zeigten sich mediane Abrasionswerte von 2.1 μm bei 100.000 Zyklen, von 3.5 μm bei 200.000 Zyklen, von 3.8 μm bei 300.000 Zyklen und von 5.5 μm bei 400.000 Zyklen.

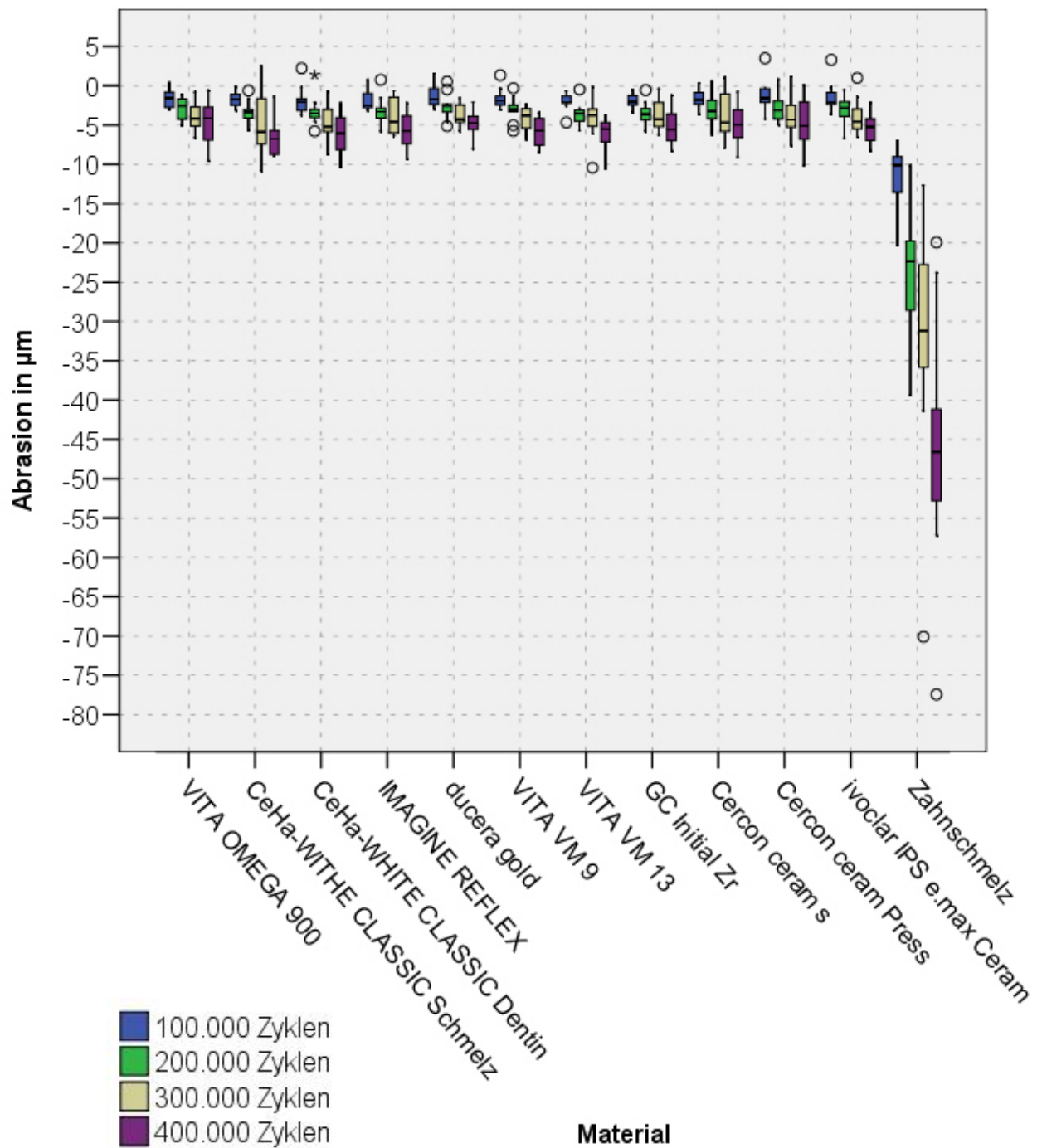
Für Cercon ceram S betrugen die medianen Abrasionswerte von 2.0 µm bei 100.000 Zyklen, von 3.6 µm bei 200.000 Zyklen, von 4.3 µm bei 300.000 Zyklen und von 5.6 µm bei 400.000 Zyklen.

Für Cercon ceram Press wurden mediane Abrasionswerte von 1.8 µm bei 100.000 Zyklen, von 3.2 µm bei 200.000 Zyklen, von 4.7 µm bei 300.000 Zyklen und von 5.0 µm bei 400.000 Zyklen ermittelt.

Für ivoclar IPS e.max Ceram wurden mediane Abrasionswerte von 1.6 µm bei 100.000 Zyklen, von 3.1 µm bei 200.000 Zyklen, von 4.3 µm bei 300.000 Zyklen und von 5.1 µm bei 400.000 Zyklen verzeichnet.

Für Zahnschmelz ergaben sich mediane Abrasionswerte von 10.1 µm bei 100.000 Zyklen, von 22.4 µm bei 200.000 Zyklen, von 31.2 µm bei 300.000 Zyklen und von 46.6 µm bei 400.000 Zyklen.

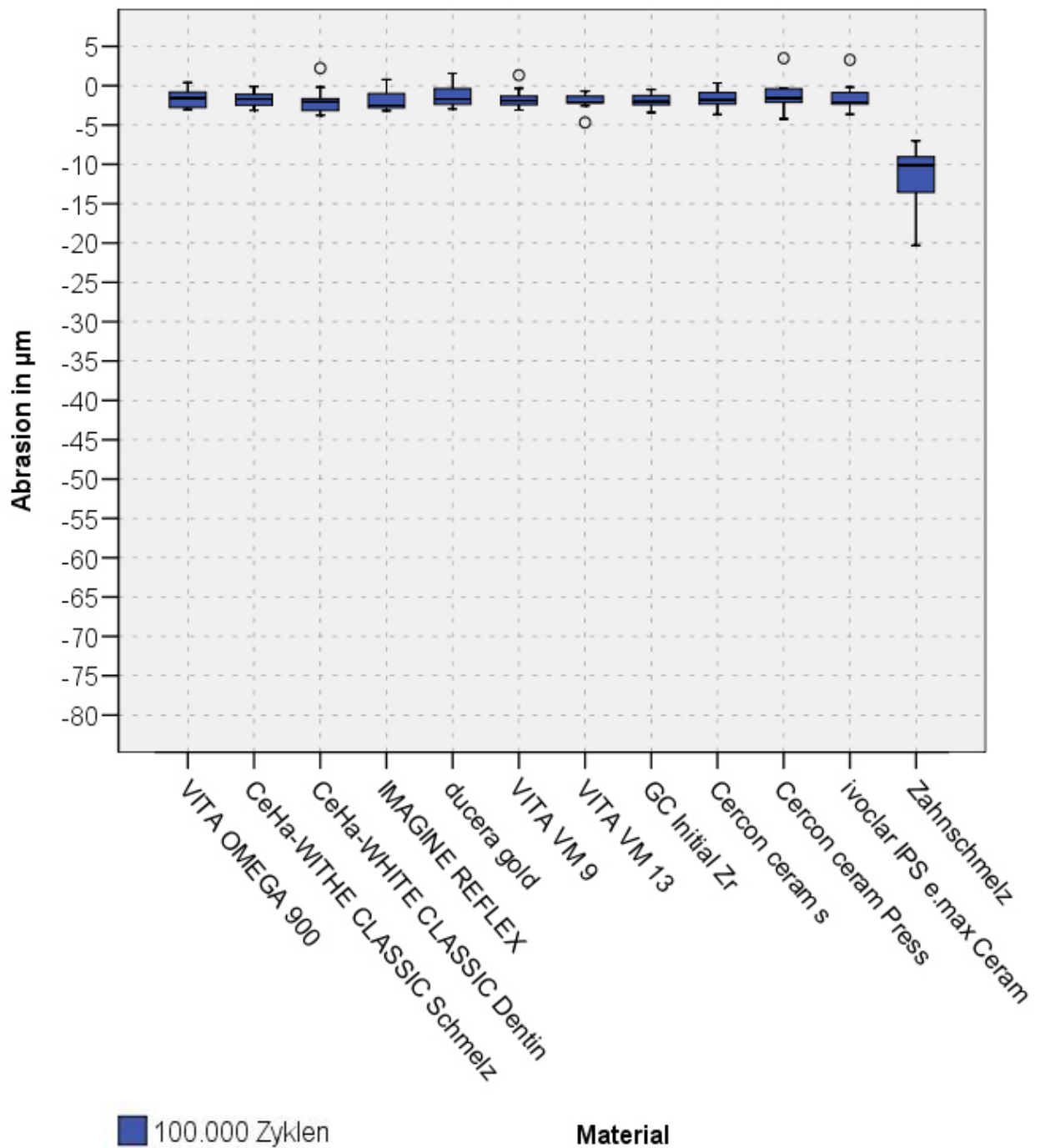
Alle Ergebnisse werden im Anhang nochmals tabellarisch aufgeführt.



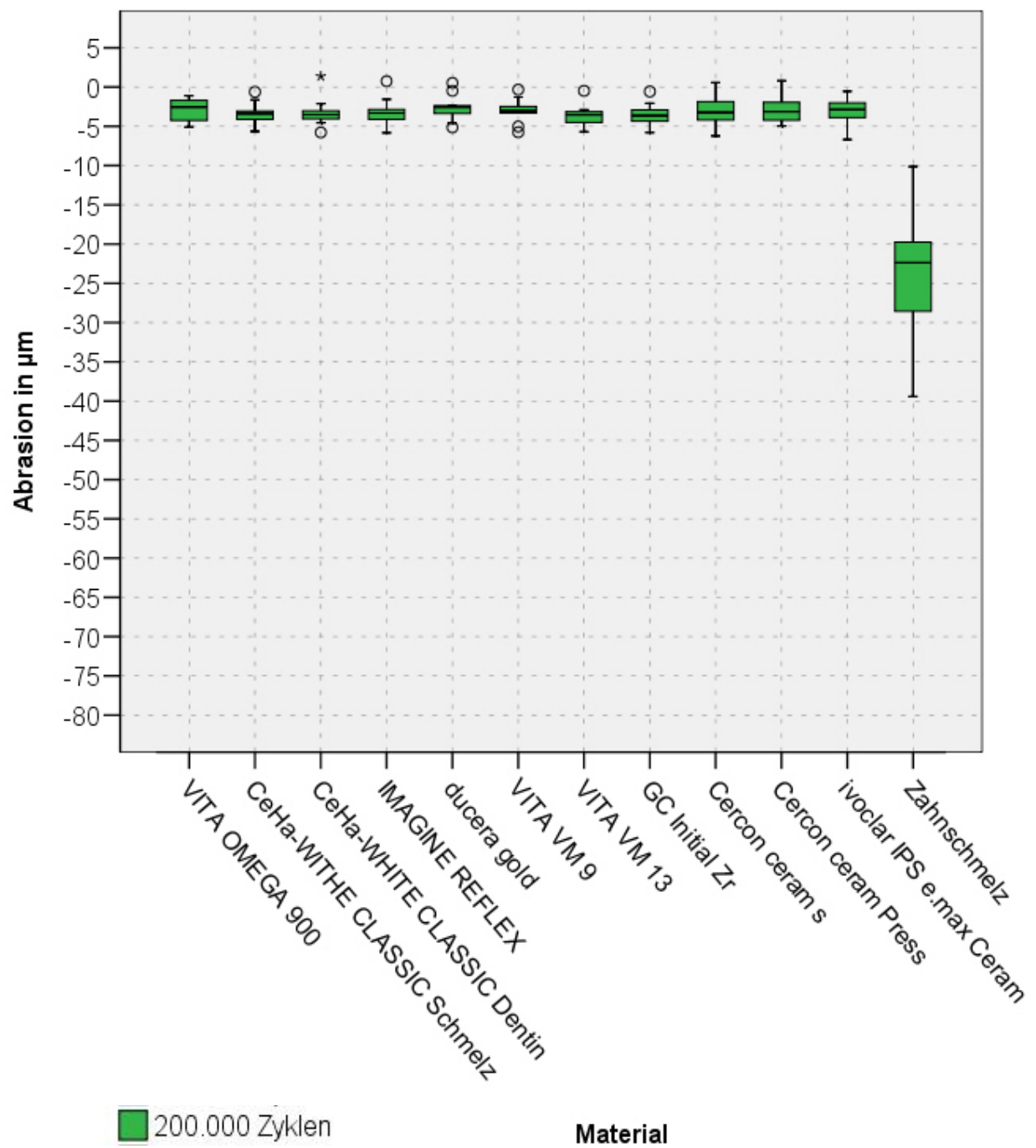
Diag. 3: Gesamtübersicht aller getesteten Materialien bei 100.000, 200.000, 300.000 und 400.000 Zyklen

5.1.2 Darstellung aller getesteten Materialien getrennt nach Zyklen

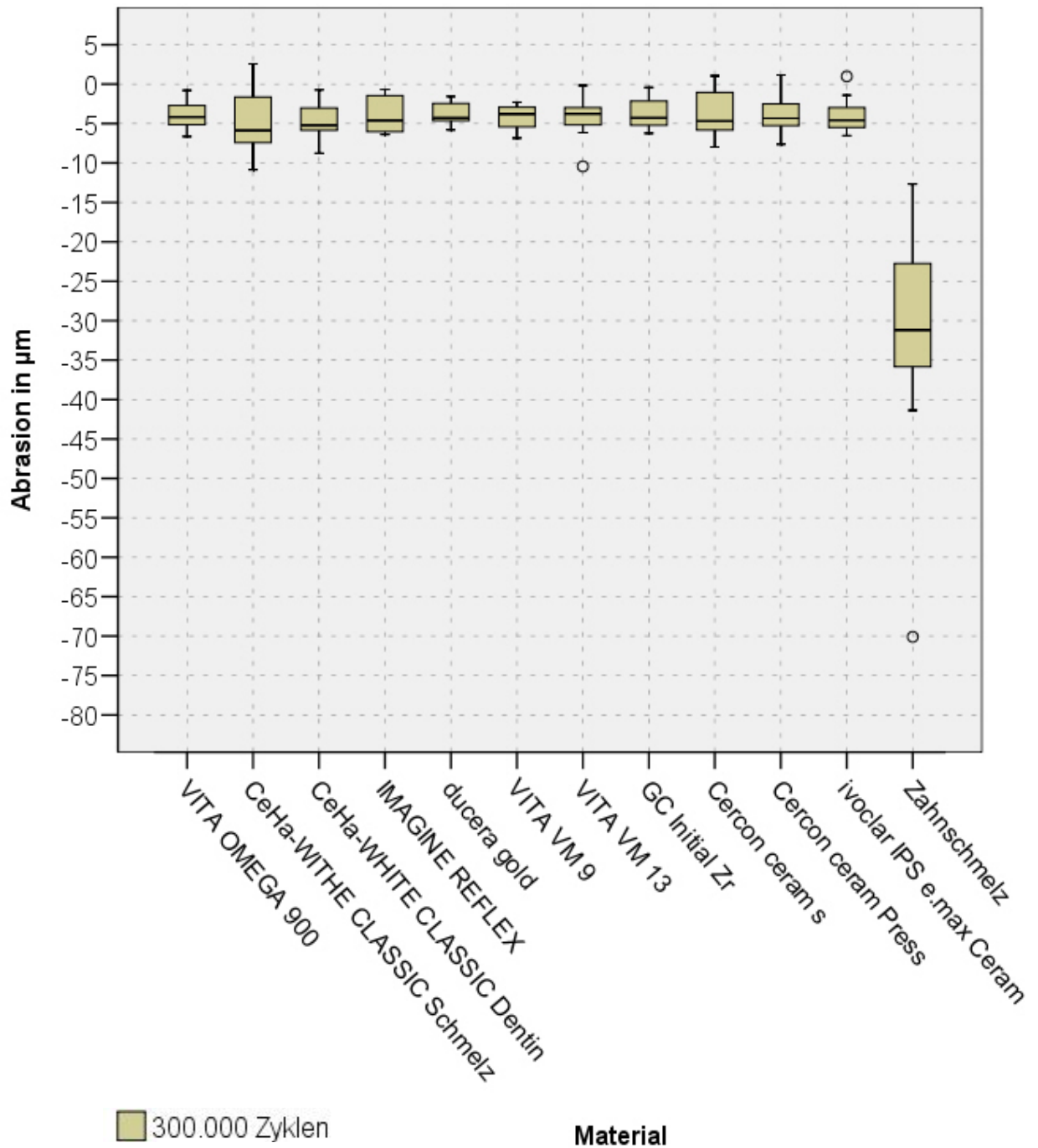
Im Folgenden werden nochmals alle getesteten Materialien getrennt nach Zyklenzahl dargestellt.



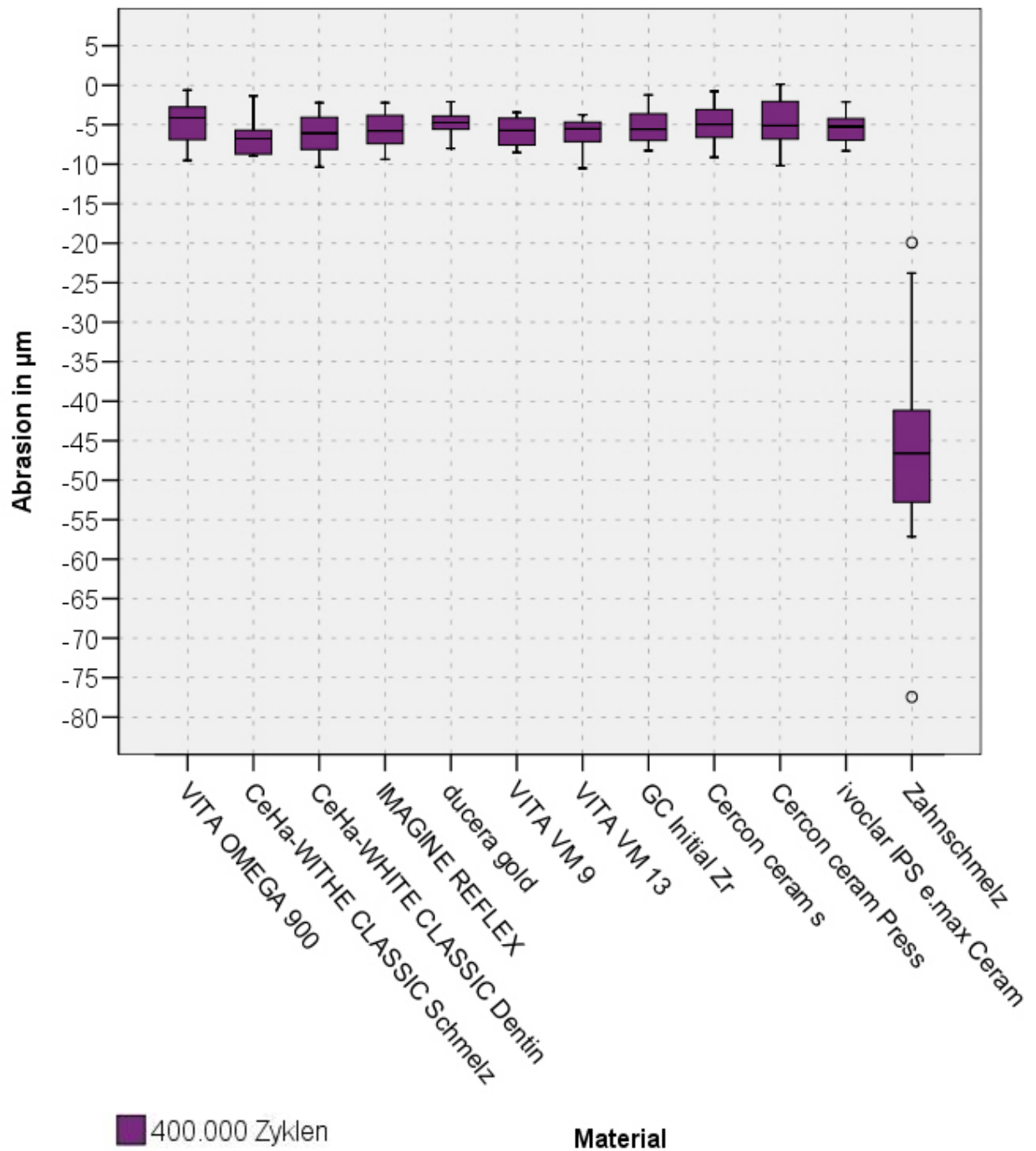
Diag. 4: Übersicht aller getesteten Materialien bei 100.000 Zyklen



Diag. 5: Übersicht aller getesteten Materialien bei 200.000 Zyklen



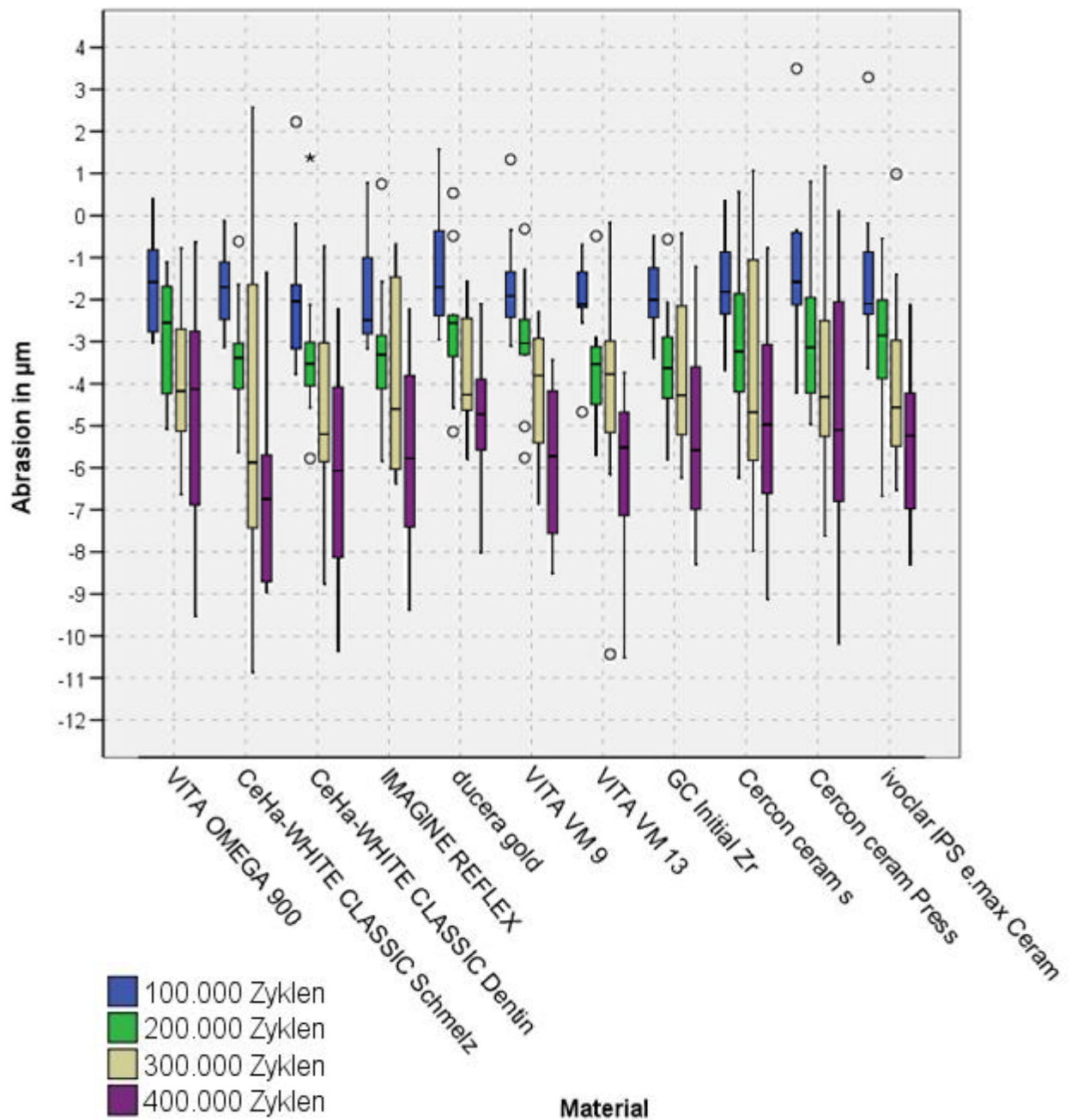
Diag. 6: Übersicht aller getesteten Materialien bei 300.000 Zyklen



Diag. 7: Übersicht aller getesteten Materialien bei 100.000 Zyklen

5.1.3 Übersicht der getesteten Keramiken

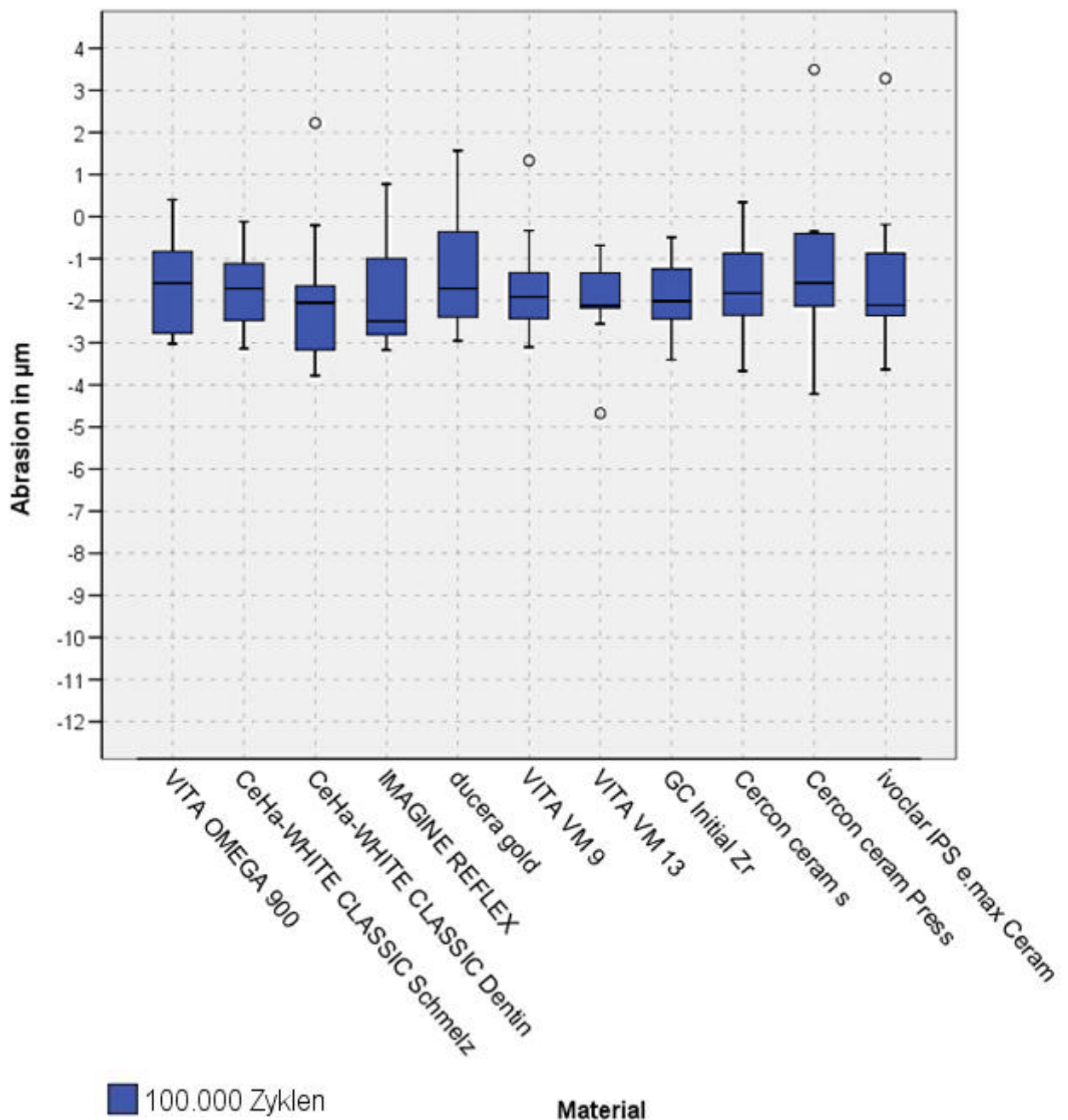
Nachfolgend werden zur besseren Vergleichbarkeit nochmals die Abrasionswerte aller Keramiken ohne Schmelz aufgeführt.



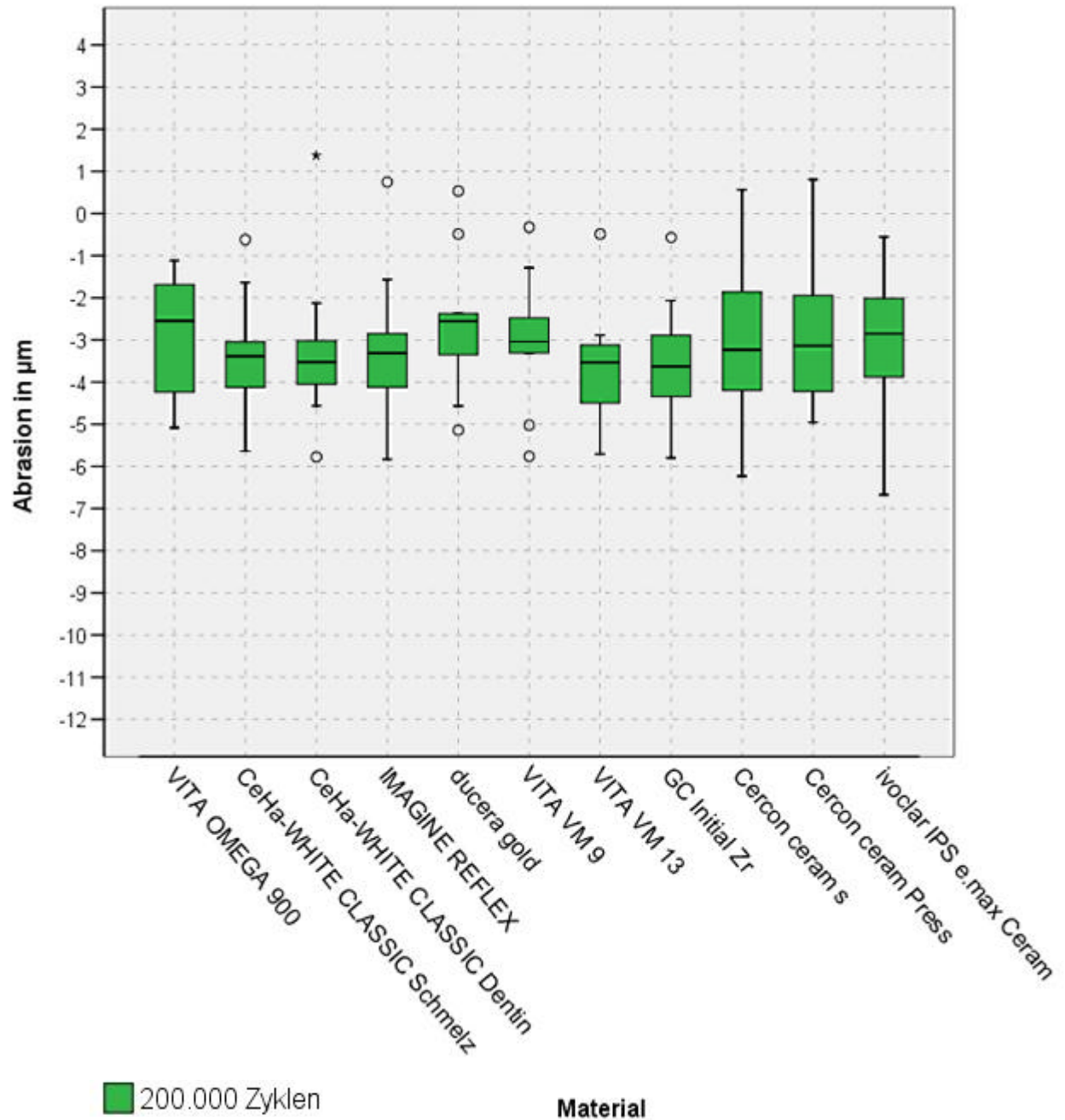
Diag. 8: Gesamtübersicht aller getesteten Keramiken bei 100.000, 200.000, 300.000 und 400.000 Zyklen

5.1.4 Darstellung aller getesteten Keramiken getrennt nach Zyklen

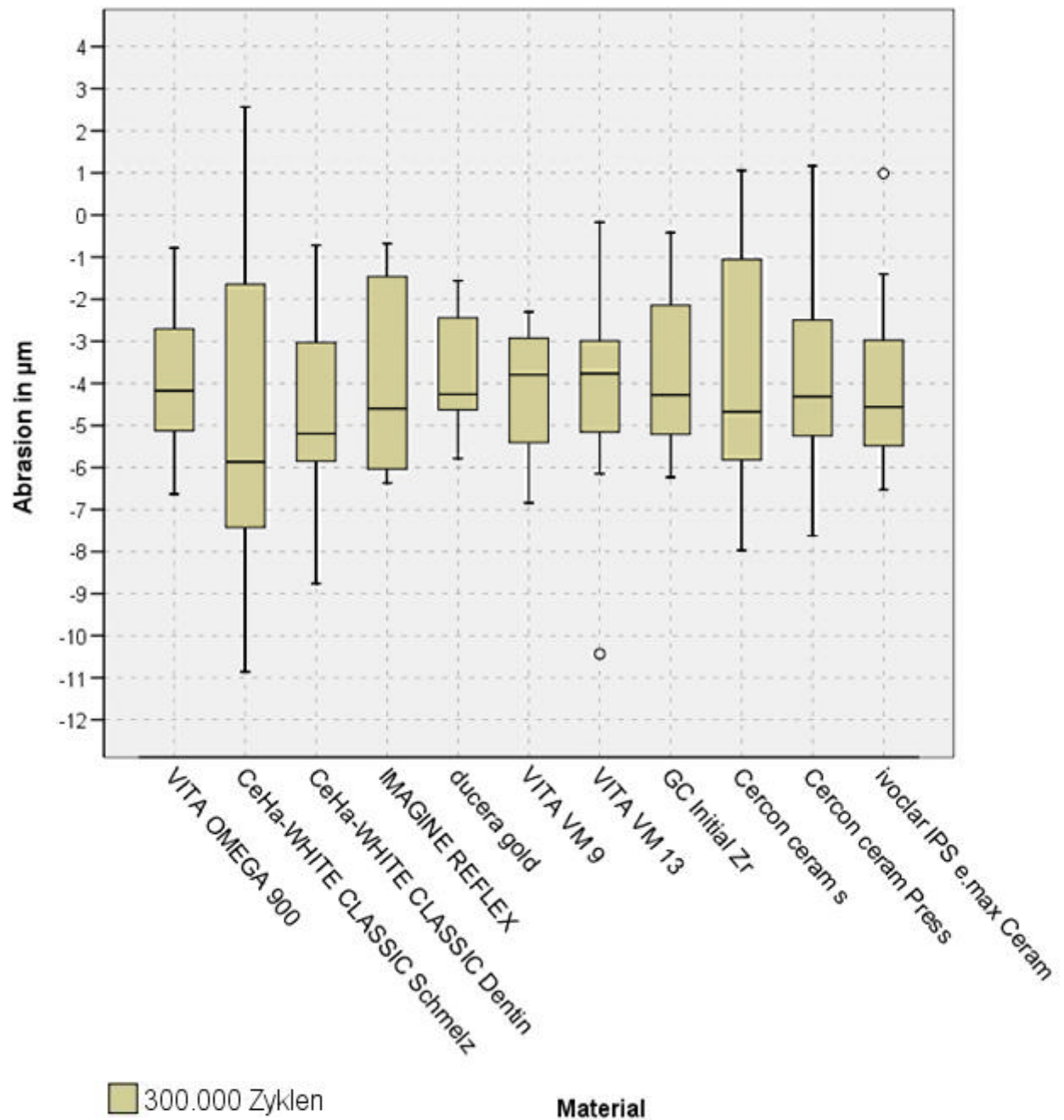
Im Folgenden werden nochmals alle getesteten Keramiken getrennt nach Zyklenzahl dargestellt.



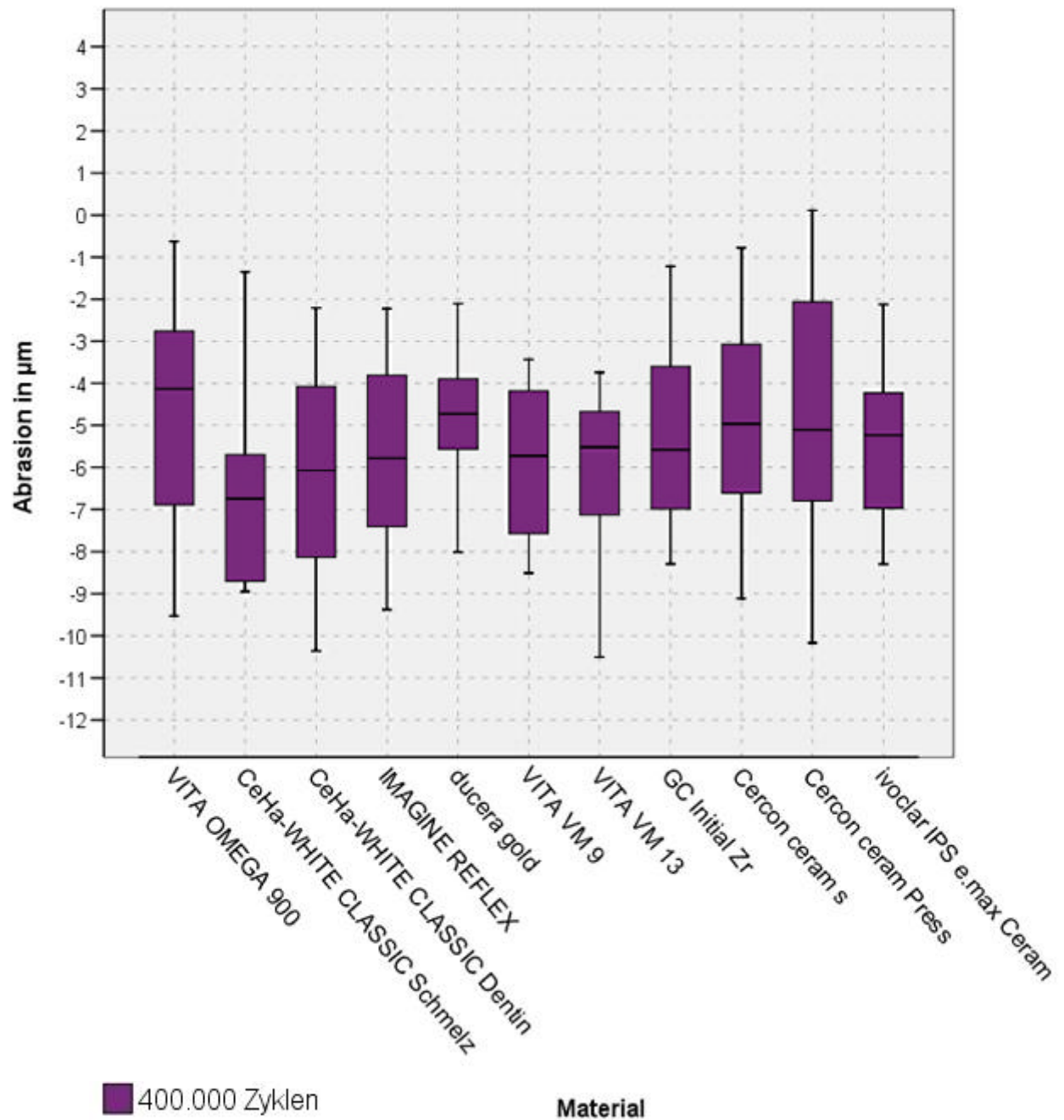
Diag. 9: Übersicht aller getesteten Keramiken bei 100.000 Zyklen



Diag. 10: Übersicht aller getesteten Keramiken bei 200.000 Zyklen



Diag. 11: Übersicht aller getesteten Keramiken bei 300.000 Zyklen



Diag. 12: Übersicht aller getesteten Keramiken bei 400.000 Zyklen

5.2 Statistische Auswertung

Aufgrund der geringen Fallzahl sowie der Verteilung der Messwerte kamen nichtparametrische Tests zur Anwendung.

5.2.1 Kruskal–Wallis–Analyse

Der Kruskal–Wallis–Test ist ein nichtparametrischer Test, mit dem im Rahmen einer Varianzanalyse verglichen wird, ob sich verschiedene, unabhängige Stichproben hinsichtlich einer ordinal skalierten Variable unterscheiden. Er basiert wie dieser auf Rangplatzsummen und kann für den Vergleich von mehr als zwei Gruppen angewendet werden. Hierbei werden allgemeine und unspezifische Aussagen getroffen.

Keramikproben ohne Schmelz

Anzahl der Zyklen	Asymptotische Signifikanz (p–Werte)
100'000	p = 0.953717334
200'000	p = 0.794746753
300'000	p = 0.988007573
400'000	p = .761021673

Keramikproben mit Schmelz

Anzahl der Zyklen	Asymptotische Signifikanz (p–Werte)
100'000	p = 0.00131543
200'000	p = 0.000629173
300'000	p = 0.001880416
400'000	p = 0.000559088

Für die alle getesteten Keramiken ergab sich kein signifikanter Unterschied. Alle Werte waren $p > 0.05$. Dies ist eine statistische Bestätigung dafür, dass kein signifikanter Unterschied im Verschleiß zwischen den einzelnen getesteten Keramiken zu sehen ist. Diese Hypothese muss somit verworfen werden.

Beim Vergleich mit Schmelz wurde ein stark signifikanter Unterschied ($p < 0.05$) bei allen Zyklen gefunden. Dies bedeutet, dass zumindest eine Keramik zum Schmelz einen signifikante Unterschied aufweist.

5.2.2 Mann–Whitney–U–Test

Der Mann–Whitney–U–Test ist ein nichtparametrischer Test. Mit ihm werden zwei unabhängige Stichproben miteinander verglichen. Die Unabhängigkeit ergab sich in diesem Fall aus den unterschiedlichen Proben. Diese wurden innerhalb der Zyklen miteinander verglichen. Alle Testergebnisse werden hier aufgeführt.

p-Werte 100.000 Zyklen

	OMEGA 900	CeHa-white Schmelz	CeHa-white Dentin	Imagine Reflex	ducera gold	VITA VM 9	VITA VM 13	Initial Zr	Cercon ceram s	Cercon ceram Press	Ivoclar IPS e.max
OMEGA 900											
CeHa-White Schmelz	0.650										
CeHa-White Dentin	0.226	0.406									
Imagine Reflex	0.450	0.597	1.000								
ducera gold	0.821	0.496	0.226	0.174							
VITA VM 9	0.705	0.940	0.450	0.406	0.496						
VITA VM 13	0.406	0.762	0.880	0.450	0.326	0.545					
Initial Zr	0.597	0.821	0.705	0.450	0.326	0.762	0.734				
Cercon ceram s	0.597	0.880	0.496	0.364	0.571	0.940	0.762	0.597			
Cercon ceram Press	0.940	0.705	0.364	0.364	0.880	0.705	0.257	0.364	0.880		
Ivoclar IPS e.max	0.650	0.940	0.650	0.597	0.545	0.880	0.821	0.364	0.762	0.940	
Schmelz	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000

Tab. 2: p-Werte bei 100.000 Zyklen nach Material

p–Werte 200.000 Zyklen

	OMEGA 900	CeHa–White Schmelz	CeHa–White Dentin	Imagine Reflex	ducera gold	VITA VM 9	VITA VM 13	Initial Zr	Cercon ceram s	Cercon ceram Press	Ivoclar IPS e.max
OMEGA 900											
CeHa–White Schmelz	0.290										
CeHa–White Dentin	0.290	0.940									
Imagine Reflex	0.406	0.762	0.821								
ducera gold	1.000	0.151	0.226	0.257							
VITA VM 9	0.496	0.450	0.364	0.545	0.450						
VITA VM 13	0.131	0.650	0.762	0.496	0.070	0.199					
Initial Zr	0.226	0.880	0.880	0.597	0.151	0.290	0.940				
Cercon ceram s	0.496	0.597	0.705	0.940	0.406	0.705	0.450	0.597			
Cercon ceram Press	0.940	0.450	0.705	0.705	0.821	0.821	0.290	0.364	0.880		
Ivoclar IPS e.max	0.821	0.326	0.364	0.597	0.545	0.880	0.257	0.364	0.762	0.940	
Schmelz	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000

Tab. 3: p–Werte bei 200.000 Zyklen nach Material

p–Werte 300.000 Zyklen

	OMEGA 900	CeHa–White Schmelz	CeHa–White Dentin	Imagine Reflex	ducera gold	VITA VM 9	VITA VM 13	Initial Zr	Cercon ceram s	Cercon ceram Press	Ivoclar IPS e.max
OMEGA 900											
CeHa–White Schmelz	0.290										
CeHa–White Dentin	0.545	0.597									
Imagine Reflex	0.880	0.290	0.821								
ducera gold	0.650	0.290	0.257	0.705							
VITA VM 9	0.880	0.406	0.597	0.762	0.545						
VITA VM 13	1.000	0.450	0.597	0.940	0.762	0.880					
Initial Zr	1.000	0.326	0.450	0.762	0.762	0.762	0.940				
Cercon ceram s	1.000	0.406	0.597	0.762	0.650	0.821	0.940	1.000			
Cercon ceram Press	0.940	0.406	0.545	0.880	0.705	0.880	1.000	1.000	0.940		
Ivoclar IPS e.max	0.821	0.326	0.496	1.000	0.450	0.880	0.762	0.705	1.000	0.705	
Schmelz	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000

Tab. 4: p–Werte bei 300.000 Zyklen nach Material

p–Werte 400.000 Zyklen

	OMEGA 900	CeHa–White Schmelz	CeHa–White Dentin	Imagine Reflex	ducera gold	VITA VM 9	VITA VM 13	Initial Zr	Cercon ceram s	Cercon ceram Press	Ivoclar IPS e.max
OMEGA 900											
CeHa–White Schmelz	0.151										
CeHa–White Dentin	0.257	0.650									
Imagine Reflex	0.257	0.406	0.705								
ducera gold	0.705	0.096	0.151	0.290							
VITA VM 9	0.226	0.326	0.880	0.880	0.406						
VITA VM 13	0.174	0.450	0.880	0.940	0.326	0.762					
Initial Zr	0.545	0.290	0.705	0.705	0.762	0.545	0.545				
Cercon ceram s	0.650	0.257	0.326	0.450	0.940	0.545	0.364	0.762			
Cercon ceram Press	0.821	0.151	0.257	0.364	0.821	0.406	0.290	0.597	1.000		
Ivoclar IPS e.max	0.496	0.151	0.496	0.496	0.705	0.650	0.597	1.000	0.821	0.650	
Schmelz	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000

Tab. 5: p–Werte bei 400.000 Zyklen nach Material

Es lässt sich hier keinerlei signifikanter Unterschied ($p < 0.05$) zwischen den einzelnen getesteten Keramiken zueinander feststellen. Damit muss die Hypothese verworfen werden, dass sich der Verschleiß neuerer keramischer Werkstoffe, bezogen auf die Zyklenzahl, vom Verschleiß älterer Materialien unterscheidet. Dies ist der statistische Beweis dafür, dass sich bei der Entwicklung neuerer Materialien keine Veränderung bezüglich des Verschleißverhaltens eingestellt hat. Nachdem hier keinerlei signifikante Unterschiede gefunden werden konnten, muss die Hypothese, dass der Verschleiß neuerer Keramischer Werkstoffe dem von Schmelz ähnlicher ist, ebenso verworfen werden.

Hingegen weisen alle getesteten keramischen Werkstoffe einen stark signifikanten Unterschied ($p < 0.05$) im Vergleich zu Schmelz auf.

5.3 Relative Verschleißbestimmung

Der Verschleißfaktor wurde berechnet, um eine quantitative Aussage darüber machen zu können, wie sich die Abrasion der einzelnen getesteten Keramiken im Vergleich zum Schmelz verhält. Hierzu wurden die Mittelwerte der Abrasion in μm herangezogen. Es wurde für die unterschiedlichen Zyklen berechnet:

Mittlerer Verschleiß von Schmelz in μm

Mittlerer Verschleiß der jeweiligen Keramik in μm

	Verschleißfaktor von Schmelz bei 100.000 Zyklen zu den Keramiken	Verschleißfaktor von Schmelz bei 100.000 Zyklen zu den Keramiken	Verschleißfaktor von Schmelz bei 100.000 Zyklen zu den Keramiken	Verschleißfaktor von Schmelz bei 100.000 Zyklen zu den Keramiken
omega 900	7.29	8.67	8.40	9.87
CeHa–white enamel	6.35	7.14	6.68	7.10
CeHa–white dentin	5.95	7.60	7.30	7.55
imagine reflex	5.72	7.81	8.52	7.90
ducera gold	8.92	9.52	8.91	9.32
vm 9	7.05	8.08	7.91	7.85
vm 13	5.44	6.74	7.65	7.58
initial zr	6.08	7.00	8.69	8.64
cercon ceram s	6.44	7.82	8.81	9.19
cercon x press	8.09	8.89	8.72	9.69
Ivoclar IPS e.max	7.42	8.20	8.32	8.66

Tab. 6: Verschleißfaktor von Schmelz im Bezug auf die jeweilige Keramikprobe

Hieraus ergaben sich Werte von 5,44 bei VITA VM 13 bis zu 9,87 bei VITA OMEGA 900.

Das bedeutet, die Abrasion der jeweiligen Keramik ist um das 5,44 bis 9,87 fache kleiner als die Abrasion von Zahnschmelz. Diese Spannbreite lässt sich auf Messungenauigkeiten zurückführen.

Des Weiteren wurde der durchschnittliche Verschleißfaktor aller Keramiken insgesamt im Vergleich zum Schmelz berechnet:

Σ Verschleißfaktor aller Keramiken

Anzahl

Dies ergab einen Wert von 7,851. D.h. durchschnittlich ist die Abrasion aller getesteten Keramiken um das 7,851-fache kleiner als die von Zahnschmelz.

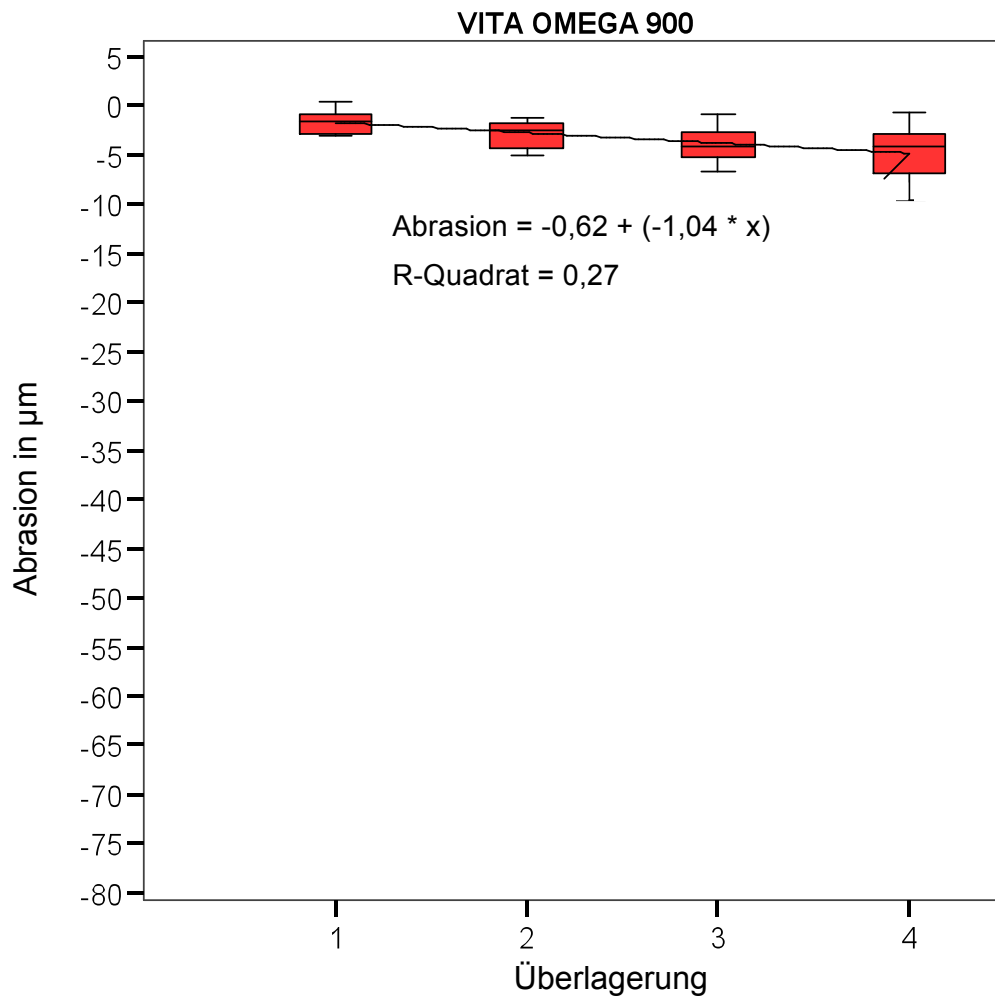
5.4 Lineare Regression

Es wurden mit Hilfe von SPSS die Regressionsgleichungen aus der Abrasion bestimmt. Sie werden im Format $y = mx + b$ angegeben. Der Wert y gibt die Abrasion an. Die Steigung m entspricht der prognostisch durchschnittlichen Abrasion pro 100.000 Zyklen. Der Wert x gibt an wie oft mit 100.000 Zyklen abradiert wurde. Der Wert b ergab sich aus anfänglichen Messungenauigkeiten, die auf den Unterschied von der anfangs geschliffenen zur später geläpften Oberfläche zurückzuführen sind. R^2 ist das Bestimmtheitsmaß, wobei 1 für ein exakten linearen Zusammenhang steht. Es gibt an, in welchem Maße die Varianz einer Variablen durch die Varianz einer anderen Variablen bestimmt wird. Da es nichts über die statistische Signifikanz des ermittelten Zusammenhangs und der einzelnen Regressoren aussagt, musste zusätzlich ein Signifikanztest durchgeführt werden. Hieraus ergab sich ein eindeutiger linearer Verschleiß für alle getesteten Materialien. Somit konnte diese Hypothese bewiesen werden.

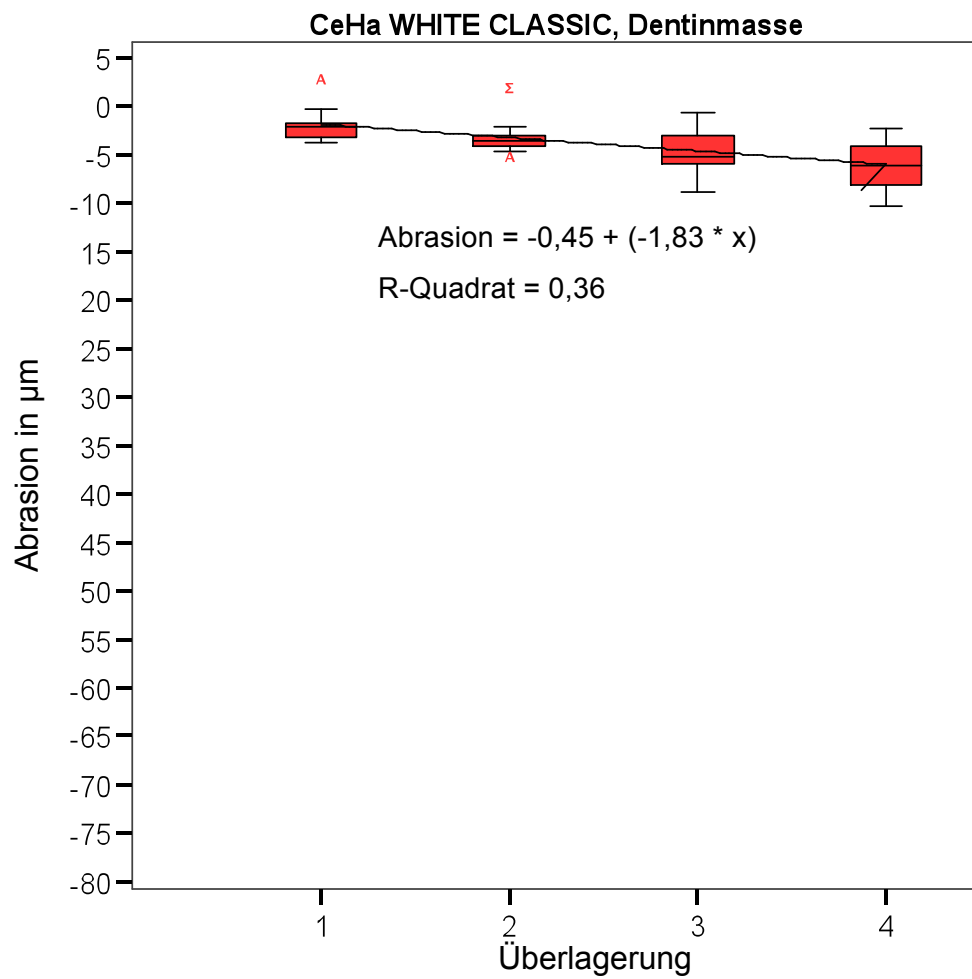
Material	<i>m</i>	<i>b</i>	<i>R</i>²
OMEGA 900	-1,04	-0,62	0,27
CeHa-White Schmelz	-1,55	-0,25	0,35
CeHa-White Dentin	-1,83	-0,45	0,36
Imagine Reflex	-1,22	-0,63	0,35
ducera gold	-1,21	-0,08	0,43
VITA VM 9	-1,62	0,21	0,41
VITA VM 13	-1,26	-0,85	0,37
Initial Zr	-1,08	-0,94	0,36
Cercon ceram s	-1,03	-0,81	0,22
Cercon ceram Press	-1,10	-0,40	0,21
Ivoclar IPS e.max	-1,23	-0,35	0,34
Schmelz	-11,26	-0,24	0,54

Tab. 7: Werte für die Regressionsgleichungen der einzelnen Keramiken

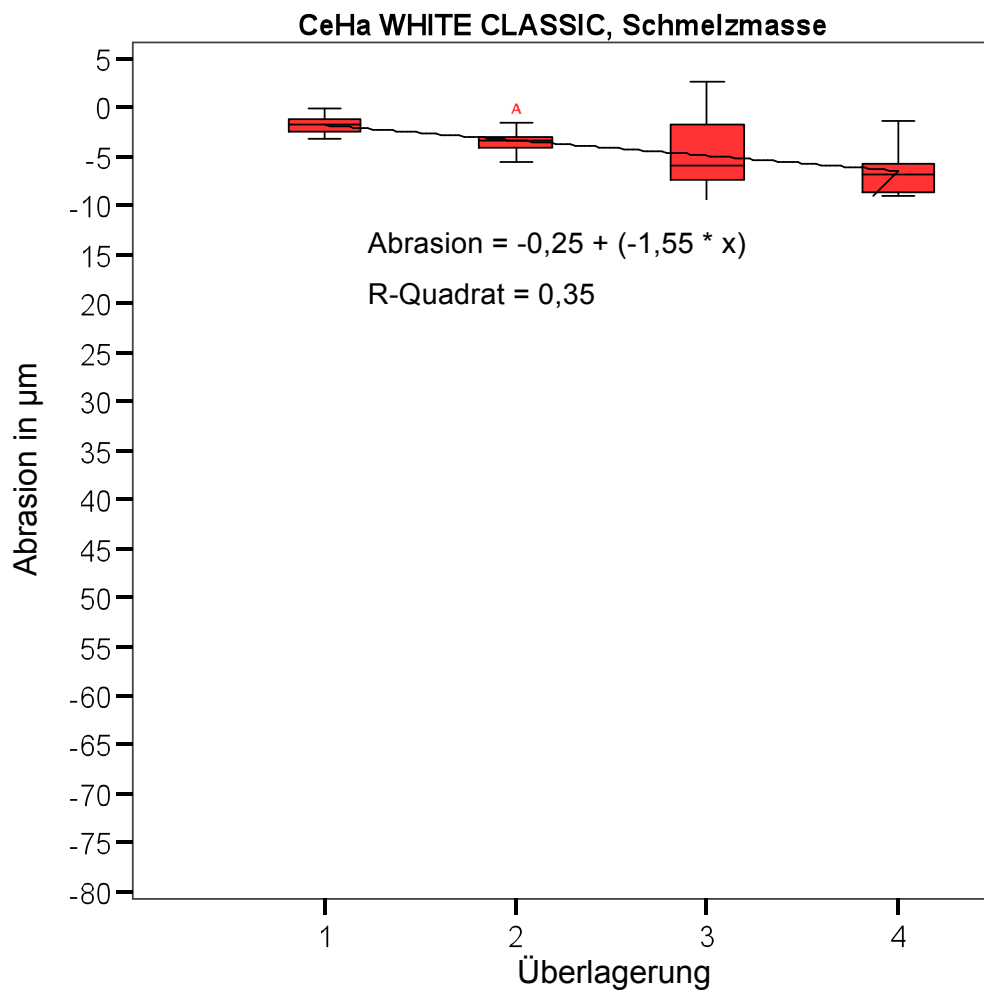
In den nachstehenden Diagrammen lässt sich dieser lineare Verlauf mit den Regressionsgeraden nachvollziehen. Auf der y-Achse steht die Abrasion. Auf der x-Achse ist mit der Überlagerung die Häufigkeit angegeben mit der die Proben für 100.000 Zyklen abradert wurden. Bei der ersten Überlagerung ist somit der Wert nach 100.000 Zyklen im Vergleich zur unabraderten Probe angegeben. Bei der zweiten Überlagerung ist der Wert nach 200.000 Zyklen zur unabraderten Probe angegeben usw.



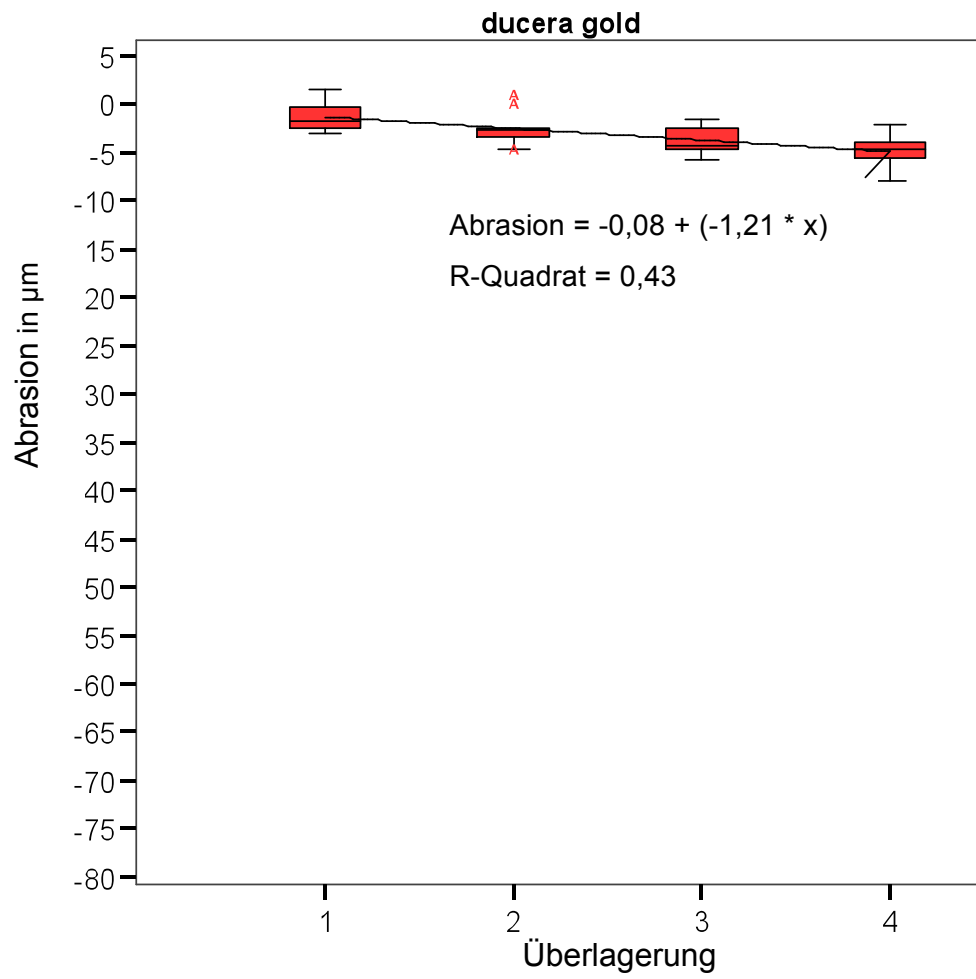
Diag. 13: Regressionsgerade für VITA OMEGA 900



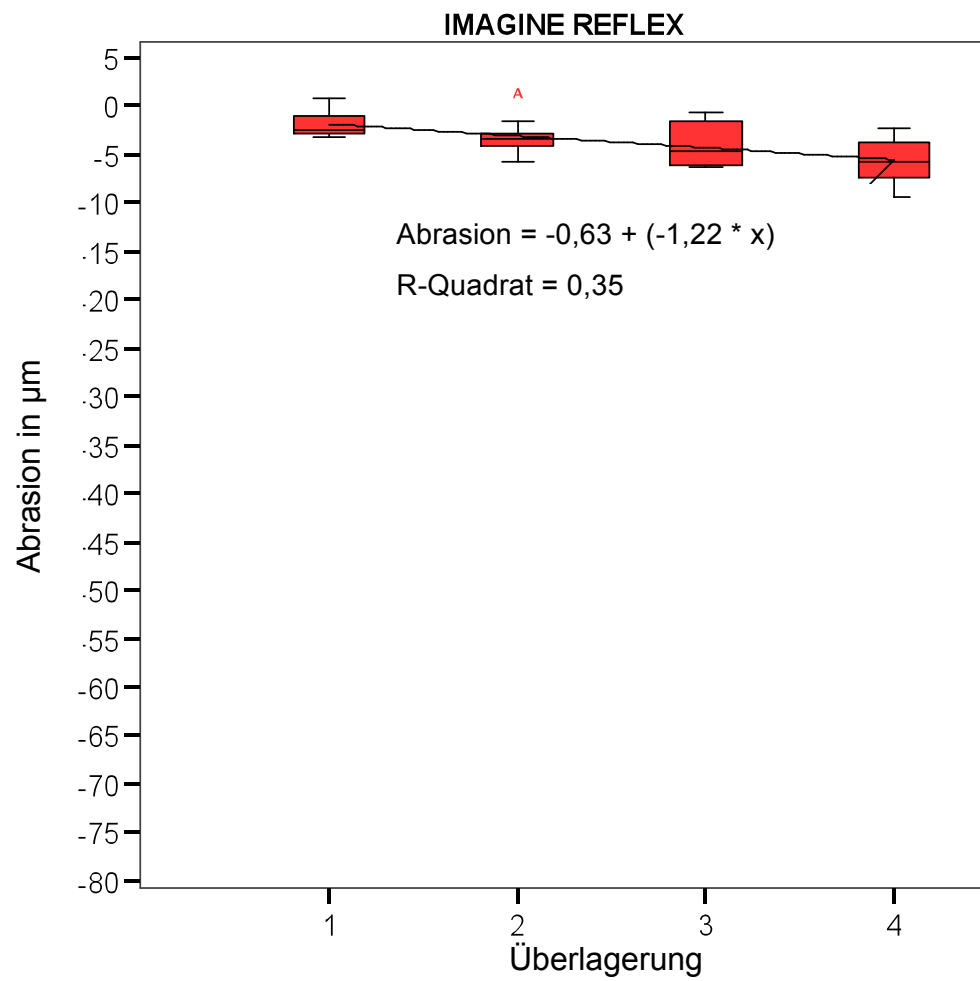
Diag. 14: Regressionsgerade für CeHa WHITE CLASSIC Dentin



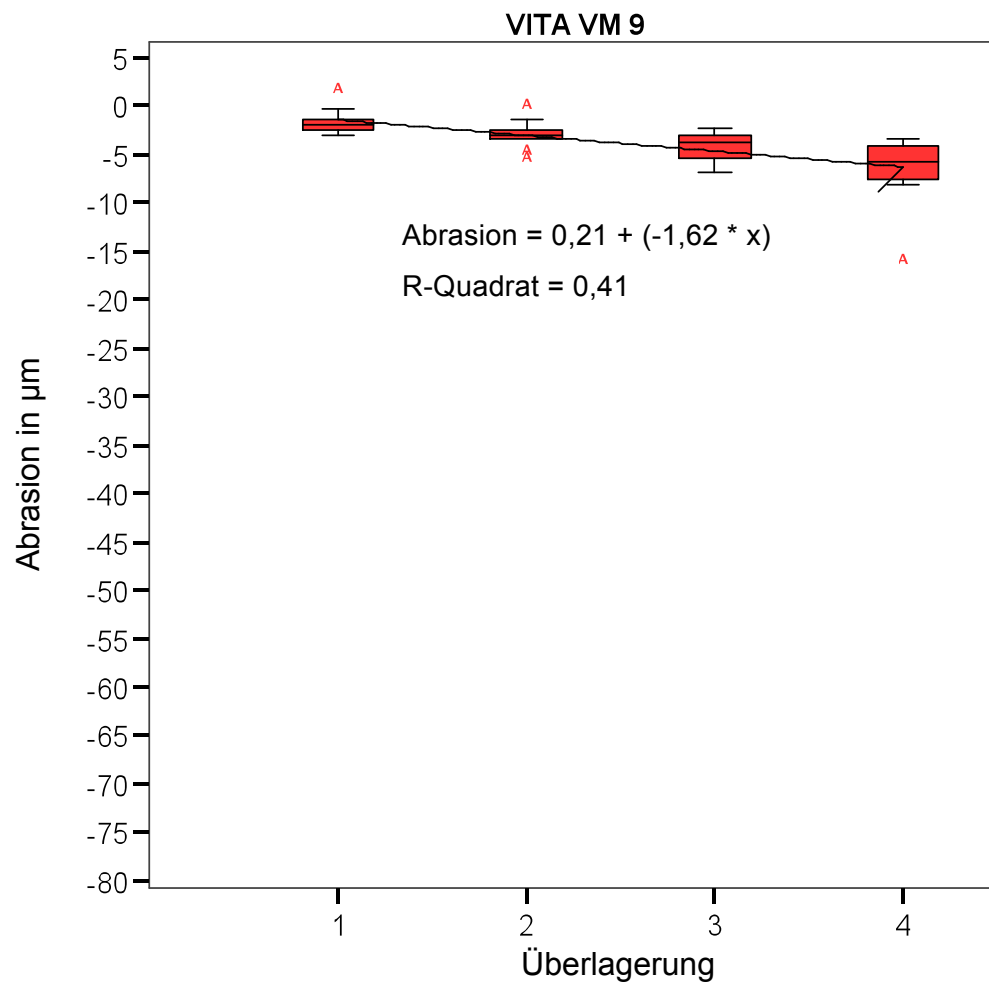
Diag. 15: Regressionsgerade für CeHa WHITE CLASSIC Schmelz



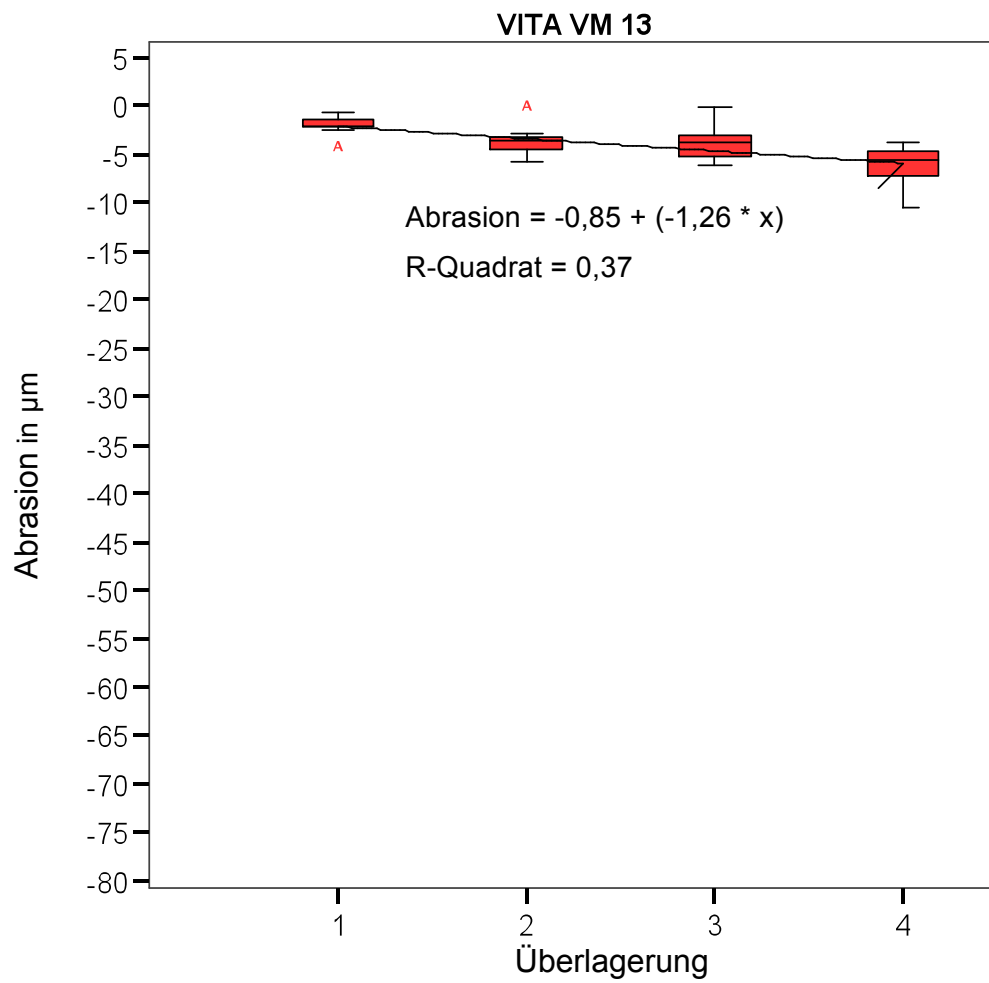
Diag. 16: Regressionsgerade für ducera gold



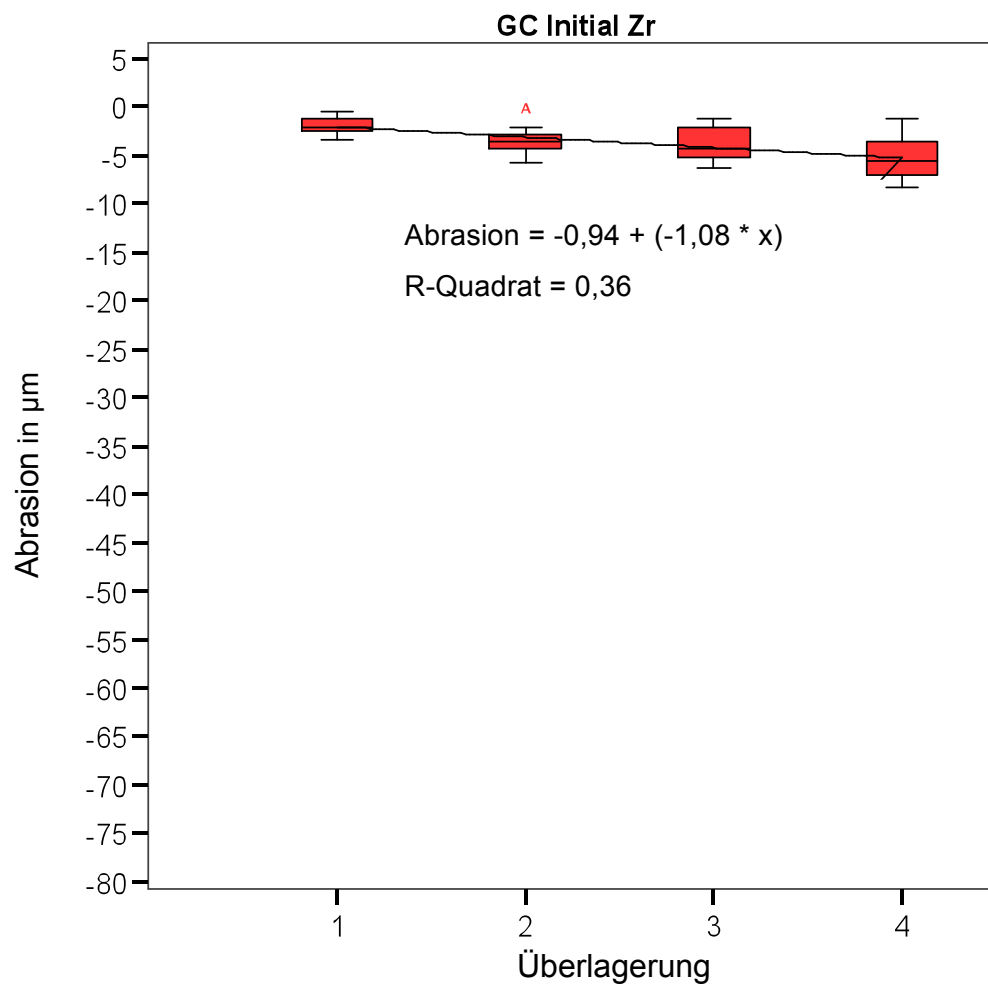
Diag. 17: Regressionsgerade für IMAGINE REFLEX



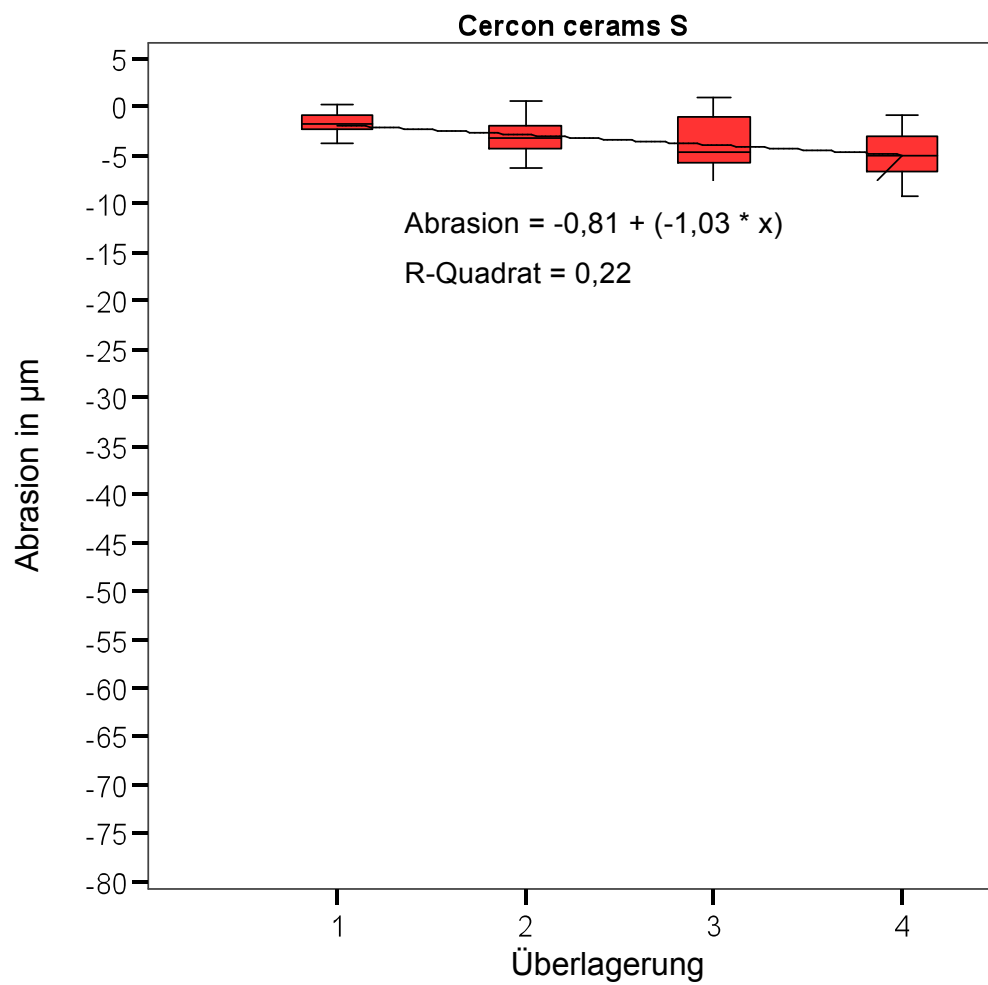
Diag. 18: Regressionsgerade für VITA VM 9



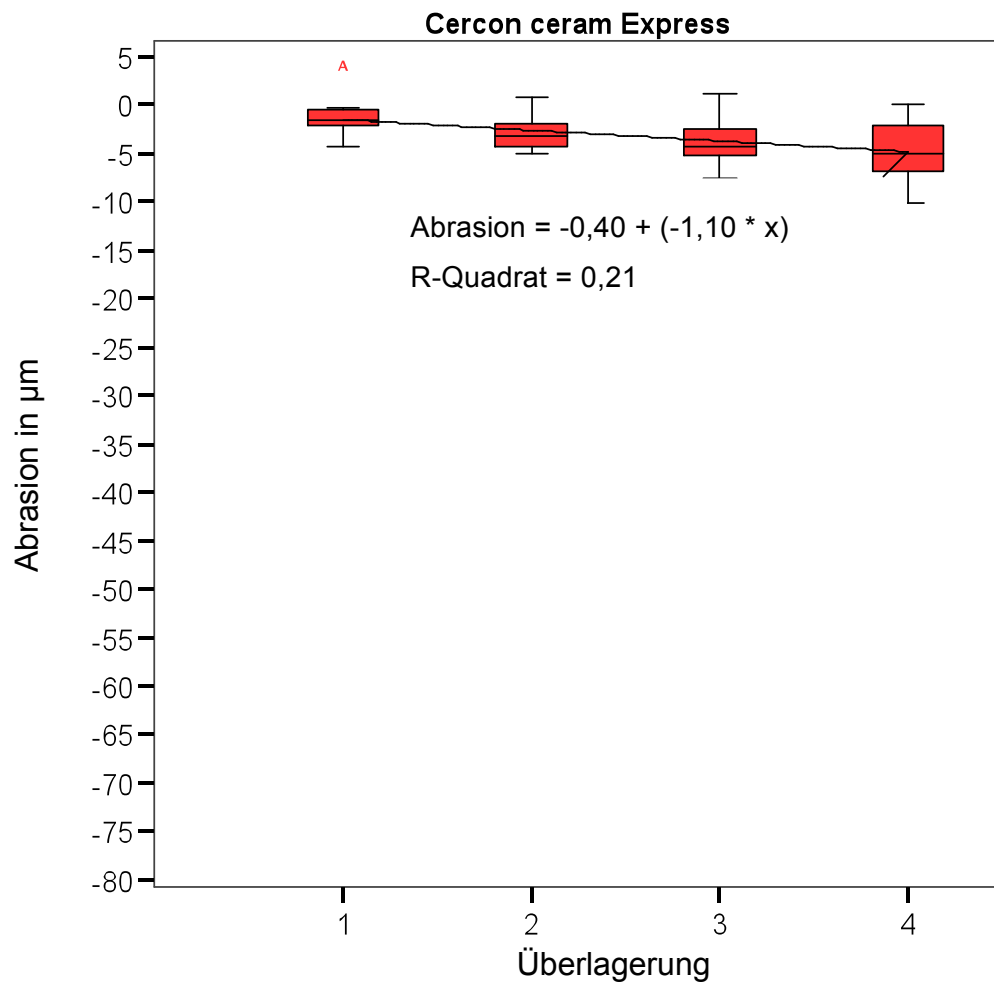
Diag. 19: Regressionsgerade für VITA VM 13



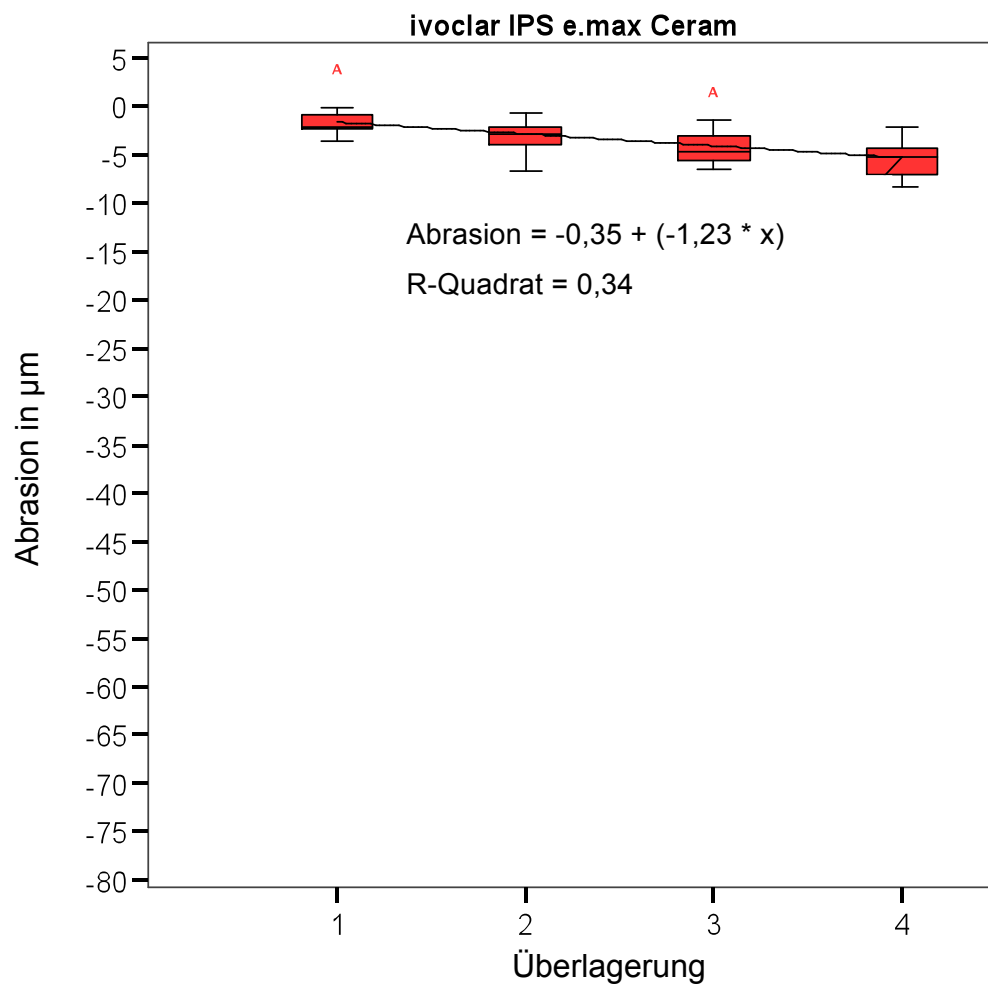
Diag. 20: Regressionsgerade für GC Initial Zr



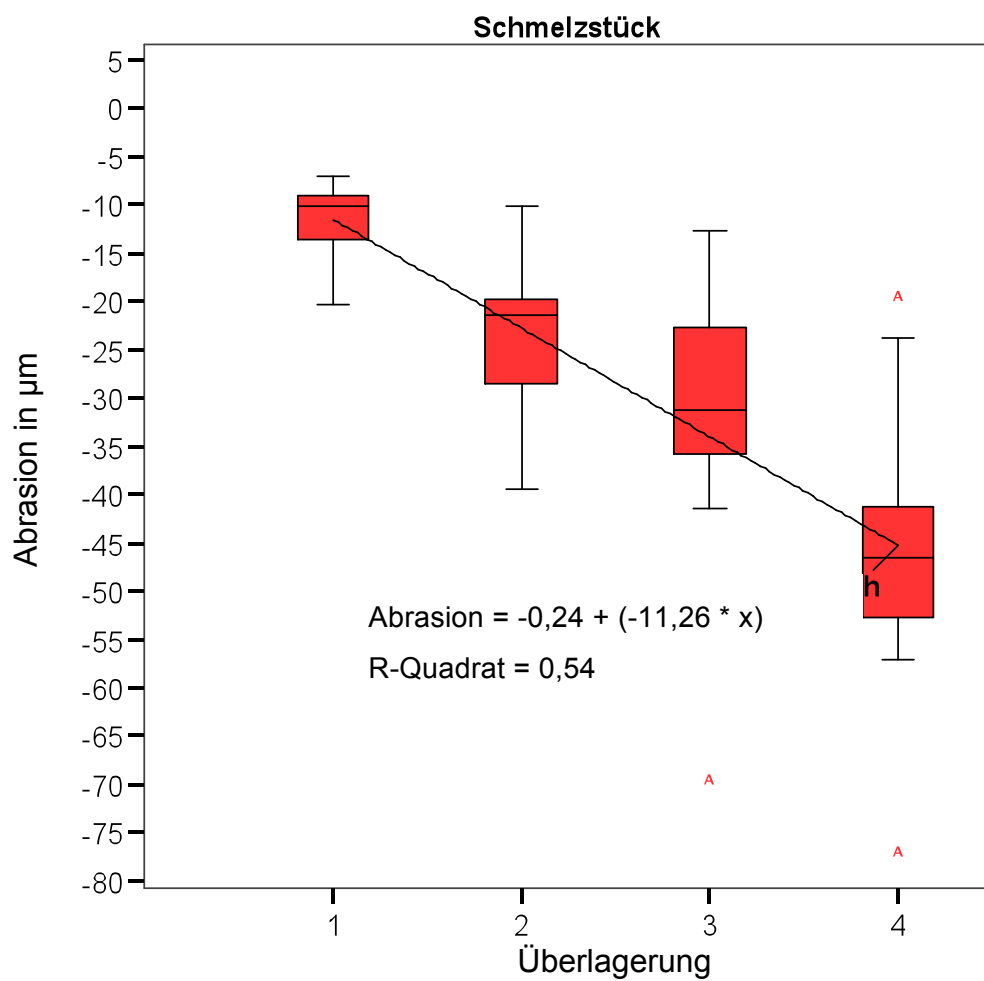
Diag. 21: Regressionsgerade für Cercon ceram s



Diag. 22: Regressionsgerade für Cercon ceram Press



Diag. 23: Regressionsgerade für Ivoclar IPS e.max



Diag. 24: Regressionsgerade für Schmelz

6 Diskussion

6.1 Methodik

6.1.1 In-vitro-Abrasion

Verschleiß ist, wie bereits in der Literatur beschrieben, ein multifaktorielles Geschehen [12, 20, 37, 125, 155, 159, 193]. Aus der Tribologie wissen wir, dass sich alle Faktoren dieses Geschehens gegenseitig beeinflussen. Umso schwieriger ist es, das komplexe stomatognathe System mit all seinen Komponenten und auch seiner biologischen, für jeden Menschen individuellen Ausprägung, zu imitieren.

Dennoch hat sich die ACTA-Maschine, mit ihrem sehr simplen Aufbau, als internationaler Standard [92] erwiesen. Auch führte die weltweite Verbreitung [104] zu vielen Untersuchungen, die eine Grundlage für die Einschätzung neuerer Ergebnisse bieten. In-vitro gewonnenen Resultaten konnte so, mit Hilfe von In-vivo-Studien, ein klinisch relevanter Bezug gegeben werden [22]. Dennoch ist es nicht möglich in-vitro gewonnene Daten ohne weiteres auf eine In-vivo-Situation zu übertragen. Aufgrund ihres Aufbaus konnte mit der ACTA-Maschine jedoch nur ein Teil des komplexen Verschleißvorganges der Mundhöhle nachgebildet werden.

Mit der ACTA-Maschine wurde, unter standardisierten Bedingungen, ein experimentelles Screening von Demastikation, Oberflächenzerrütung und tribochemischer Reaktion möglich. Die Bedingungen waren der Nahrungszerkleinerung im Mund sehr ähnlich. Andere Verschleißformen wurden jedoch gänzlich außer Acht gelassen. Hierzu zählen Attrition, Erosion, Stauchungsfrakturen, Abrosion und insbesondere adhäsiver Verschleiß. Somit ließen sich Umstände, wie sie zum Beispiel durch Knirschen auftreten, aber auch nur durch den Zahn-zu-Zahn Kontakt beim Schlucken nicht imitieren. Dies zeigt, dass nur einzelne Aspekte der Verschleißfestigkeit eines Materials betrachtet werden können. Ungeklärte tribologische Aspekte müssen in weiterführenden Versuchen näher untersucht werden.

Die hier gewonnenen Ergebnisse erhalten ihre Aussagekraft durch ihren Vergleich mit Zahnschmelz als Referenzmaterial. Dies ist die Grundvoraussetzung, um sowohl einzelne Studien miteinander zu vergleichen, als auch um einen Bezug zur klinischen Situation herstellen zu können. Das große Maß an Standardisierung, die Eliminierung der Streuung und der Messproblematik im Vergleich zu In-vivo-Untersuchungen untermauern mit der ACTA-Maschine gewonnene Ergebnisse zu-

sätzlich. Diese Standardisierung war möglich, weil Einfluss nehmende Faktoren wie variierende Kaukräfte [193], Berührungszeiten [12, 20] das Abrasionsmedium [12, 37, 159] und Form des Werkstückes [45] präzise eingestellt werden konnten. Im Vergleich zu In-vivo-Studien konnten auch zusätzliche Einflussfaktoren wie die unterschiedliche Lage der Füllung oder der kybernetischer Regelkreis umgangen werden. *Ritchard et al.* [158] stellte zum Beispiel in einer Langzeitstudie einen Zusammenhang zwischen Bissshöhe und Abrieb fest.

Des Weiteren konnten Zwischenschritte wie Abformung und Modellherstellung die messbedingte Ungenauigkeiten nach sich ziehen, ausgeschaltet werden. Die Objektivität der Aussagekraft von Messwerten ist stark abhängig von den gewählten Parametern und wie exakt die natürliche Beanspruchung durch die entsprechende Versuchsanordnung nachempfunden werden kann [24]. In der Literatur werden gewonnenen Ergebnisse bei 200.000 Zyklen mit einer In-vivo-Beanspruchung von einem bis vier Jahren verglichen [50].

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass In-vitro-Untersuchungen, im Besonderen mit der ACTA-Maschine, in einer kurzen Zeitspanne kostengünstig gut reproduzierbare Ergebnisse liefern, die möglichst nahe an der klinischen Realität liegen. Letzten Endes kann jedoch nur die Kombination aus in-vivo mit in-vitro zu wirklich neuen Erkenntnissen führen und diese auch bestätigen.

6.1.2 Probenherstellung

Der wichtigste Aspekt der Probenherstellung war die Probenwahl. Es sollten repräsentative Materialien gewählt werden. Die Auswahl umfasste letztendlich einige hochschmelzende Keramiken (VITA Omega 900, CeHa-White Schmelz, CeHa-White Dentin, Imagine reflex, Cercon ceram s, Ivoclar e.max Ceram), eine niederschmelzende Keramik (Ducera Gold), eine Presskeramik (Cercon Press), eine Zirkonverblendkeramik (Initial zr), und zwei Verblendmaterialien (VM 9 und VM 13). Dies ergab eine große Spannbreite von unterschiedlichen Materialien. Auch konnte die Anforderung erfüllt werden, Materialien, die bereits zum Teil Jahrzehnte auf dem Markt sind, so wie z.B. VITA Omega 900, und in der Zahnheilkunde einen Goldstandard darstellen, mit Materialien zu vergleichen, die Gegenstand der neusten Entwicklung sind, so wie z.B. Ivoclar e.max Ceram, oder Initial zr als Zirkonverblend-

keramik. Besonders letztere stellte ein wichtiges Versuchsmaterial dar, weil Zirkonkeramiken zunehmend Anwendung in der Zahnheilkunde finden.

Weiterführend wurden noch Schmelzstücke in das Probenrad eingearbeitet. Hierzu wurden ausschließlich kariesfreie, füllungsfreie und defektfreie natürliche Molaren verwendet, die eine möglichst große, von Natur aus plane bukkale oder linguale Facette aufwiesen. Dies war wichtig, um nach dem Einbringen in das Probenrad und dem anschließenden Rundschleifen noch genügend restliche Schmelzstärke für die Versuche zu haben. Bei der späteren Auswertung stellte sich heraus, dass die Proben richtig gewählt waren. Im Match3D Programm war der Schmelz deutlich vom Dentin zu unterscheiden. So konnten aussagekräftige Messergebnisse gewonnen werden.

Zur Herstellung des Probenrades wurde nach Behandlung mit dem Rocatecverfahren und dem Aufbringen eines Opaquers der Kunststoff (Charisma®), in dem später die Proben eingebettet waren, schichtweise aufgetragen. Durch dieses Vorgehen war auch nach 400.000 Zyklen kein Herausbrechen der Proben vorgekommen. Das Grinden vor dem Einpassen der Proben ermöglichte es, Ungenauigkeiten zu vermeiden, welche zwangsläufig durch den großen Unterschied im Abrasionsverhalten von Keramik und Charisma® aufgetreten wären. Nun wurden mit Hilfe einer Fräsmaschine gleichgroße Kammern für die spätere Aufnahme der Proben in immer gleichem Abstand eingefräst. Dieses Vorgehen verminderte eine gegenseitige Beeinflussung der Proben.

Um die einzelnen Keramikplättchen zu schichten wurde eine Kunststoffform als Hilfsmittel verwendet. Diese entsprach in ihrer Form den Probenkammern, war aber in ihrer horizontalen Ausdehnung der Breite und Länge nach um 1,5 mm größer und vertikal um 0,5 mm tiefer. Durch die größere Ausdehnung wurde versucht die Schrumpfung während des Brennvorgangs zu kompensieren. Somit konnten die Proben möglichst einheitlich gestaltet werden und es konnten möglichst gleich große Keramikplättchen mit nur einem Brennvorgang hergestellt werden. Die Keramikplättchen wurden nun einzeln eingepasst, konditioniert und mit Variolink® II eingesetzt. Die Kammern für die Schmelzstückchen wurden separat von Hand eingefräst. Nach dem Konditionieren wurden auch diese mit Variolink® II eingesetzt. Alle Proben verblieben während des gesamten Versuchsablaufs in den Kammern. Es fanden keine Ausbrüche, wie in vergleichbaren Untersuchungen [50] statt. Das sorgfältige, erneute und endgültige

Grinden erzeugte eine glatte Oberfläche des Versuchsrades ohne größere Erhebungen, über die das Antagonistenrad später geholpert wäre. So konnte ein einheitliches Rundlaufen des Probenrades während des ganzen Versuchszeitraums erreicht werden. Ebenso wurden größere Messfehler auf diese Weise ausgeschlossen, weil das Antagonistenrad über die gesamte Probe hinweg satt aufliegen konnte. Auf den REM-Aufnahmen im Bilderteil ist diese geschliffene Oberfläche gut zu erkennen. Das sorgfältige Arbeiten in der Probenherstellung hat sich in Anbetracht des später sehr minimalen Verschleißes als unabdingbar erwiesen.

Nachteilig ist jedoch zu erwähnen, dass die zu Versuchsbeginn durch das Grinden erzeugte Oberfläche eine geschliffene Oberfläche darstellt. Werkstücke, die klinisch eingesetzt werden, sind jedoch meist poliert oder mit einem Glanzbrand versehen. Ein Glanzbrand wäre in diesem Versuchsaufbau auf Grund des Rundschleifens nach dem Einsetzen der zuvor hergestellten Proben jedoch nicht zu verwirklichen gewesen. Auch bei der Politur wäre die sorgfältig hergestellte, planare Oberfläche bedingt durch die unterschiedliche Materialhärte, wieder beschädigt worden und hätte Unebenheiten aufgewiesen. Da hier der Versuch über eine relativ hohe Zyklenzahl stattfand, war die Oberflächenstruktur eher zu vernachlässigen. Dies zeigte sich im linearen Verschleiß über den gesamten Versuchszeitraum. Dennoch wäre eine polierte Oberfläche zukünftig anzustreben, um der klinischen Situation noch näher zu kommen.

6.1.3 Versuchsdurchführung

Der Versuch wurde wie in früheren Studien [22, 24, 50, 102, 137, 140, 141, 145] mit einem Schlupf von 20 % und einer Rotation des Probenrades von 60 U/min (= 1 Hz) durchgeführt. Hieraus ergab sich eine Versuchszeit für jedes Probenrad von ca. 14 Stunden für je 50.000 Zyklen, also insgesamt über 111 Stunden für die vollen 400.000 Zyklen. Dies bedeutet, ohne die dazwischen nötigen Vermessungen mit dem Laserscanner, eine gesamte Versuchszeit für alle zehn Räder von über 46 Tagen. Dies stellt im Vergleich zu früheren Studien eine erheblich höhere Zeitspanne dar.

Die durch das zentral auftreffende Antagonistenrad verbliebenen, unabradierten Streifen am Rand der Proben wurden anschließend als Referenzbereich zum Mat-

chen herangezogen. Der Einsatz des Zellgiftes Natriumazid [24, 91] konnte während des Versuchsablaufs mikrobielles Wachstum und damit ein starkes Absinken des pH-Wertes verhindern. Dennoch stellte sich die ausschließliche Verwendung von Hirsesuspension als problematisch dar. Die Abrasion verhält sich sowohl proportional zu der Größe der Hirsepartikel [125] als auch zum Silikatanteil im Abrasionsmedium [51]. Die Größe der Phytolithen nahm jedoch über die Versuchszeit ab [48]. Auch konnten diese nur solange an der Oberfläche angreifen wie sie größer waren als der keilförmige Spalt, den die zwei Probenräder miteinander bilden [141]. Dieser Spalt wird in der Literatur [141] mit $7\mu\text{m}$ angegeben. Sind diese Partikel kleiner, führen vor allem Hertzsche Spannungen bei spröden Materialien zu Mikrorissen [50].

Die Abrasion der einzelnen Keramikproben war, wie in den Ergebnissen erkennbar, sehr geringfügig. Dies führte zu Schwierigkeiten beim Vermessen mittels des Laserscanners. Um die erhaltenen Werte insgesamt zu erhöhen und damit das Mess- und Auswertungsverfahren zu vereinfachen, bliebe als Möglichkeit für zukünftige Versuche, die Prüflast von 20 N erheblich zu erhöhen. Selbst Werte bis zu 100 N befinden sich laut Literatur [12, 57, 90, 118, 188, 193] durchaus im physiologischen Bereich. Auch die Zugabe von zusätzlichen abrasiven Stoffen wie Al_2O_3 [145] oder die Verwendung eines anderen Abrasionsmediums, z.B. PMMA Kügelchen [22], wären möglich.

Allerdings ließe sich damit erheblich schwieriger ein Bezug zur Klinik herstellen. Eine Steigerung der Zyklenzahl auf mehr als 400.000 scheint in Anbetracht der langen Versuchszeit wenig sinnvoll.

6.1.3 Probenvermessung

Die Vermessung der Proben erfolgte mit Hilfe des 3D-Laserscanners der Firma Willytec (3D Pro). Dieser arbeitet über das Triangulationsprinzip mit einer Genauigkeit von ca. $3\mu\text{m}$ pro Messpunkt. Somit war es nur durch die große Messfläche und ca. 10.000 Messpunkte pro Scan möglich, einen aussagekräftigen Wert zu bekommen. In Absprache mit *Herrn W. Gloger* [49], dem Entwickler des Scan- und Matchprogramms, konnten die Ergebnisse als signifikant und aussagekräftig gewertet werden. Der zu vermessende Verschleiß liegt jedoch im Grenzbereich des Auflösungsvermögens.

Ein weiteres Problem stellten die zu vermessenden Proben an sich dar. Die Keramiken waren zum einen sehr glatt und zum anderen transparent. Bereits in der Literatur wurden häufig Schwierigkeiten beim Vermessen von glatten und transparenten Oberflächen angegeben, da der Laser sowohl eindringen konnte, als auch zum Teil reflektiert und abgelenkt wurde. Es ließ sich über den gesamten Versuchsablauf hinweg eine immer größere Streuung der Messergebnisse feststellen. Dies ist in der graphischen Darstellung der Ergebnisse erkennbar. Die Oberflächen wurden zunehmend glatter. Diese Beobachtung lässt sich auch mit den REM-Aufnahmen bestätigen. Bei glatten Oberflächen wird der Laserstrahl jedoch gespiegelt und nicht gebrochen. Somit ist für den Sensor kaum noch eine Linie auf dem Objekt erfassbar. Erst das auf Grund der Transparenz eingedrungene Licht wird in tieferen Schichten gebrochen und führt zu einer Wolke an Bildpunkten. Damit ergibt sich eine größere Streuung der Messwerte. Zusätzlich lassen sich in den REM-Aufnahmen immer wieder Chippings, also kleine Ausbrüche, feststellen. Diese beeinflussen die gemessenen Verschleißwerte durch plötzliche auftretende, größere Volumenverluste.

Wie in den Vorversuchen bereits beschrieben, war es bei den getesteten Keramikproben jedoch nicht möglich, die Oberflächen mit TiO_2 zu beschichten, um eine bessere Oberfläche für das Abtasten mit dem Laser zu bekommen, weil der Abrieb zwischen den Zyklen viel geringer war als die Genauigkeit, mit welcher Materialstärke die Beschichtung aufgetragen werden konnte. Diese Verfälschung von Messergebnissen wurde bereits in der Literatur beschrieben [104]. Es musste somit direkt und ohne Beschichtung gearbeitet werden.

Daher wurden die Parameter des Scanners sehr präzise eingestellt. Es wurde feinfühlig der Bereich der Laserhelligkeit gewählt, bei dem gerade noch genügend Licht vorhanden war, um aussagekräftige Messergebnisse zu erhalten und dass andererseits der Laserstrahl so schwach war, dass er im Messbereich möglichst nicht in das Material eindrang. Der dennoch eingedrungene Teil des Lichts sollte so schwach sein, dass die resultierende Streuung nicht mehr vom Sensor wahrgenommen werden konnte. Eine gewisse Varianz ließ sich nicht vermeiden, dem konnte aber zum größten Teil mit Hilfe des Matchprogramms Rechenschaft getragen werden. Alternativen zum Laserscan gibt es derzeit noch nicht. Mechanische Scanner besitzen für diesen Bereich kein ausreichendes Auflösungsvermögen. Auch würde das Generie-

ren eines gleich großen Datensatzes nicht wie mit dem Laserscanner knapp zwei Minuten, sondern mehrere Stunden in Anspruch nehmen [45]. Eine Verbesserungsmöglichkeit für weitere Versuche wäre, bei der Auswahl der Proben darauf zu achten, möglichst opaque Proben heran zu ziehen, so dass die Streuung des Laserstrahls möglichst nicht in der Tiefe, sondern an der Oberfläche des Objekts stattfindet.

6.1.4 Auswertung der Messergebnisse

Die Auswertung des absoluten Verschleißes erfolgte mit einem mathematischen Überlagerungsverfahren [127]. Die Daten vor und nach dem Versuchszyklus wurden mittels der Match-3D-Software überlagert und es wurde ein Differenzbild erzeugt [50]. Es handelt sich hierbei um eine verlässlich anwendbare Methode zur Auswertung von ACTA-Probenrädern [50]. Im Programm selbst bestand die Möglichkeit des Auto-Matching's. Diese Methode konnte aber bei planaren Proben nicht angewendet werden, da im Gegensatz zu natürlichen Zähnen auf den Probenrädern selbst zu wenige Strukturen für eine Überlagerung vorhanden waren. Bei zwei planen Flächen vermag das Programm nicht mathematisch zu Matchen. Im Programm selbst ließen sich auch Referenzpunkte manuell mit Hilfe des Cursors bestimmen. Anhand dieser konnte der Computer dann die bestmögliche Überlagerung errechnen. Wichtig für das Matchen war, abradierte Bereiche auszuschneiden, so dass nur nichtabradierte Bereiche zum Matchen herangezogen wurden. Diese nicht abradierten Bereiche wurden möglichst groß gewählt. Anschließend konnte durch Subtraktion der zugeordneten dreidimensionalen Bilder das Differenzbild erstellt werden. Statistisch ließe sich zum Vergleich der Proben das Verschleißvolumen sowie die maximale Verschleißhöhe betrachten.

Die Standardabweichung beim Matchen lag meistens unter 25 μm . Mit dem Ausreißerquantil von 4,0 war somit gewährleistet, dass Punkte mit absoluten Differenzen größer als 40 μm nicht berücksichtigt wurden. Der mittlere Höhenverlust aller Punkte in den Auswertungsarealen (mean) wurde zur Darstellung des Verschleißes herangezogen [49], da aufgrund des mathematischen Überlagerungsverfahrens so die genaueren Ergebnisse dargestellt wurden. Die Genauigkeit des Matchprogramms wird in der Literatur mit 0,3 μm angegeben. Dennoch wurde an der Grenze des Sy-

stems gearbeitet. Erst die graphische Darstellung und der endgültige statistische Vergleich der Proben bestätigten die Aussagekraft und die Signifikanz der Ergebnisse.

Eine Verbesserung für zukünftige Untersuchungen wäre, am Probenrand makroskopische Spuren mit einem Rosenbohrer und einer Trennscheibe einzubringen, die dem Matchprogramm erlauben, den Match noch genauer zu errechnen. Hierbei ist darauf zu achten, dass solche Reliefs an dem Rand, der keinem Verschleiß unterliegt, eingearbeitet werden. Bei der Einarbeitung ist des Weiteren zu berücksichtigen, dass der Laserscanner mit seiner Angulation dieses erzeugte Relief auch abtasten kann. Diese Modifikation würde den Vorgang des Matchens erheblich erleichtern. Ferner würde eine, wie bereits oben beschriebene, größere Abrasion zu statistisch exakteren Ergebnissen maßgeblich beitragen.

6.2 Ergebnisse

Alle getesteten Materialien hatten bei 200.000 Zyklen einen Verschleiß von 2,6 μm bis 3,6 μm (Mittelwert 3,1 μm) und bei 400.000 von 4,6 μm bis 6,4 μm (Mittelwert 5,5 μm). Es lassen sich weder mit der Kruskal–Wallis–Analyse, noch im einzelnen Vergleich mit dem Mann–Whitney–U–Test signifikante Unterschiede ($p < 0.05$) zwischen den einzelnen getesteten Keramiken bezüglich ihres Verschleißverhaltens zueinander feststellen. Daraus ergibt sich, dass sich das Verschleißverhalten neu entwickelter keramischer Werkstoffe nicht vom Verschleißverhalten älterer Materialien unterscheidet, welche bereits seit Jahrzehnten in der Zahnheilkunde Verwendung finden. Auch ist dies der statistische Beweis dafür, dass bei der Entwicklung neuerer Materialien keine Annäherung des Verschleißverhaltens zu dem von Zahnschmelz erreicht wurde.

Für den Verschleiß von Zahnschmelz ergaben sich Werte von 22 μm bei 200.000 Zyklen und 46 μm bei 400.000 Zyklen. Bei früheren Studien [50] mit sehr ähnlichem Versuchsaufbau wurden vergleichsweise höhere Werte von 61 μm bei 200.000 Zyklen gemessen. Eventuell hat der Abrieb der anderen Materialien Einfluss auf den Schmelzabrieb genommen. Für eine derartige Beeinträchtigung finden sich in der Literatur jedoch keinerlei Angaben. Auch wurde in der Studie von *Graf* [50] profilome-

trisch vermessen. Hierbei ist ein gewisser Messfehler nicht auszuschließen [145]. Somit wurden mit dem 3D Scanner eventuell genauere Daten erfasst.

Wahrscheinlicher ist jedoch die Möglichkeit, dass sich andere tribologische Faktoren deutlich unterscheiden. Am ehesten kommt die verwendete Hirsesuspension in Frage. Die Hirse wurde zwar vom selben Lieferanten bezogen, jedoch ließ sich nicht nachvollziehen, wie unterschiedlich die Konzentration an enthaltenen Opal-Phytolithen war. Die verwendete Hirsesuspension konnte, wie in früheren Studien [22] beschrieben, zu einer Streuung der Abrasionswerte von bis zu 100 % führen.

Pelka et al. [146] macht Angaben von 102,9 µm nach 100.000 Zyklen für humanen Schmelz. Allerdings wurde hier der Verschleiß des viel weicheren Dentins teilweise mit erfasst. Dies konnte bei Verwendung des Laserscanners und des Matchprogramms ausgeschlossen werden, weil die Grenze zwischen Schmelz und Dentin eindeutig erkennbar war. Die Werte von *Gügel* [51] für Schmelz hingegen betrugen 39,9 µm nach 200.000 Zyklen.

Einen klinischen Bezug machte *Pallav et al.* [140], der Werte aus der ACTA-Maschine nach 200.000 Zyklen mit klinischen Werten für okklusalen Abrieb nach 1 bis 4 Jahren verglich. *Gerbo et al.* [48] machten die Angabe, dass 200.000 Zyklen in der ACTA-Maschine bis zu einem Jahr Kauen entspräche.

Klinische Werte lieferten *Willems et al.* [191] bei einer dreijährigen Studie mit einem durchschnittlichen Wert von 40,6 µm pro Jahr. Weitere Werte stammen von *Lambrechts et al.* [107] mit 29 µm pro Jahr für Molaren, *Ishizaki et al.* [81] mit 20 µm bis 94 µm pro Jahr im kariesfreien, jugendlichen Gebiss und *Christensen et al.* [14] mit 7 µm bis 46 µm pro Jahr bei jungen Erwachsenen.

Die in dieser Studie evaluierten Werte von 22 µm bei 200.000 Zyklen und 46 µm bei 400.000 Zyklen liegen somit in einem Größenbereich, der auch in-vivo zwischen einem und vier Jahren beobachtet werden konnte. Durch diesen Vergleich konnte nun auch dem Abrieb der getesteten Dentalkeramiken ein klinischer Bezug gegeben werden. Insgesamt muss hier jedoch die Einschränkung gemacht werden, dass sich die Verschleißsituation im Mund aus mehreren Faktoren zusammensetzt, die mit der ACTA-Maschine, wie oben beschrieben, nicht getestet werden können. Insbesondere sind hier adhäsiver Verschleiß und Attrition zu erwähnen, die einer Zweimedienabrasion entsprechen.

Beim Vergleich des gemessenen Abriebs für die einzelnen Keramiken und für Zahnschmelz wiesen alle getesteten keramischen Werkstoffe einen stark signifikanten Unterschied ($p < 0.05$) im Vergleich zu Schmelz auf. Hierbei ergaben sich Werte für den Abrasionsfaktor (= Abrieb Schmelz / Abrieb Keramik) von 5,44 bei VM 13 bis zu 9,87 bei VITA OMEGA 900. Die Abrasion der jeweiligen Keramik ist somit um das jeweils 5,44 bis 9,87 fache kleiner als die Abrasion von Zahnschmelz. Diese Spannbreite lässt sich auf Messungenauigkeiten zurückführen. Da sich die Keramiken jedoch statistisch nicht signifikant voneinander unterscheiden, wurde der durchschnittliche Abrasionsfaktor aller Keramiken im Vergleich zu dem von Schmelz errechnet. Dies ergab einen Wert von 7,851. Das bedeutet, durchschnittlich ist die Abrasion aller getesteten Keramiken um das 7,851 fache kleiner als die von Zahnschmelz.

Die Forderung, dass Verschleißverhalten von Dentalkeramiken dem von Schmelz angepasst werden soll, um den in der Literatur beschriebenen klinischen Symptomen vorzubeugen, bleibt somit auch für neuere Werkstoffe bestehen.

Des Weiteren wurden alle Materialien, sowohl die Keramiken, als auch der Schmelz, mit SPSS auf linearen Verschleiß geprüft. In Anbetracht des Bestimmtheitsmaßes und der Signifikanz ergab sich ein eindeutiger linearer Verschleiß für alle getesteten Materialien, der in Form einer Regressionsgleichungen $y = mx + b$ angegeben wurde. Die Steigung m entspricht der prognostisch durchschnittlichen Abrasion für 100.000 Zyklen. Es wurden Werte von minimal 1,03 für Cercon ceram s bis maximal 1,83 für CeHa-White CLASSIC Dentinmasse evaluiert. Im Durchschnitt lag der m -Wert bei 1,29. Diese Varianz ist ebenfalls auf die Streuung der Datensätze zurückzuführen. Schmelz hingegen erzielte einen m -Wert von 11,26. Auch hieran lässt sich der deutliche Unterschied im Verschleißverhalten von den getesteten Keramikproben zu Zahnschmelz erkennen. Der Wert b könnte sich, sowohl aus der Streuung der Werte, als auch aus den Messungenauigkeiten, ergeben haben. Ungenauigkeiten und Streuung ließen sich hierdurch erklären, dass die anfangs geschliffene Materialoberfläche zu der später geläppten Materialoberfläche unterschiedlich war. So hatten zum Einen die Phytolyten anfangs mehr Angriffsmöglichkeiten, wodurch ein geringfügig höhere Abrieb stattgefunden haben könnte. Zum Anderen bestand die Möglichkeit, dass der Unterschied auf einem Messfehler des Laserscanners beruht, welcher die Furchen durch seinen

Projektionswinkel teils nicht abtasten konnte. Am wahrscheinlichsten ist jedoch die Annahme, dass trotz Reinigung, wie in den REM–Aufnahmen erkennbar, anfänglich noch Partikel des Schleifvorgangs auf der Oberfläche hafteten, welche durch den Läppprozess im Versuchszyklus entfernt wurden. Auch hier wäre, wie oben beschrieben, eine Verbesserung durch eine Politur vor dem Abrasionsversuch zu erreichen.

6.3 REM–Aufnahmen

Für die REM–Aufnahmen wurden Vergrößerungen von 150, 500 und 1500–fach gewählt. Diese wurden für alle Keramikproben von der Baseline, bei 200.000 und 400.000 Zyklen gemacht und sind im Bilderteil aufgeführt. Auf diesen Aufnahmen wurde ersichtlich, dass sich der Verschleiß und die Oberflächenbeschaffenheit während dieser Studie durch zwei charakteristische Verfahren kennzeichnen lassen. Zum Einen durch das Schleifen und zum Andern durch das Läppen.

Beim Schleifen überlagert sich parallel zur Werkstückoberfläche eine Vielzahl bahngebundener Ritzbewegungen der Schleifkörner. Daraus resultieren Mikrorisse, spröde Ausbrüche oder Plastifizierungen. Ebenso kommt es zu duktilem Abtrennen von Keramikpartikeln, welche direkt von der Ritzbewegung des Schneidkorns induziert werden [73]. Bei plastischen Verformungsvorgängen werden im Wesentlichen Oberflächencharakteristika wie Riefen, Verrundungen, Schichtungen, Schuppen und eine verhältnismäßig geringe Zahl von Ausbrüchen erzielt [73]. Der Gegensatz hierfür ist das „spröde Zerspanen“ [73] mit einer Vielzahl an Ausbrüchen, Schollen, Aufwerfungen und Abplatzungen. Beim Ritzvorgang wird von den lokalen Spannungsbedingungen an den Einzelkörnern des Keramikgefüges bestimmt, welcher der Verschleißmechanismen vorherrscht. In der Keramikbearbeitung wird eine geringfügig plastische Deformation meist nur bei äußerst hoher punktueller Druckbelastung erreicht.

Wie bereits oben erwähnt, gibt es in der tribologischen Literatur viel Verwirrung bezüglich der Begriffsdefinition. Nach Kunzelmann entspricht plastische Verformung der Tribofilmbildung und einer gleichzeitigen Verdichtung der Oberfläche. Sprödbbruch ist gleichzusetzen mit Abblättern und Delamination. [105]

Bildlich stellt sich dies wie folgt dar.

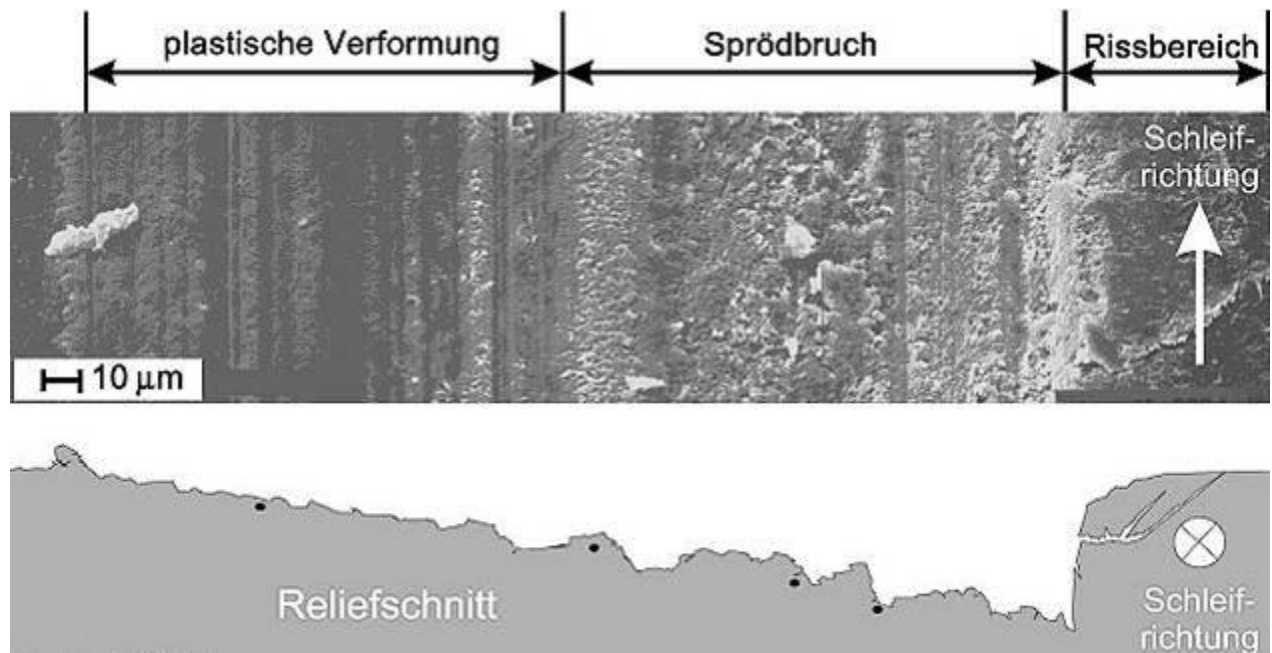


Abb. 18: Unterschiedliche Werkstofftrennmechanismen bei geschliffenem Siliciumnitrid aus [73]

Vergleicht man hierzu die REM-Bilder aller Dentalkeramiken, so zeigt sich dieses größtenteils spröde Zerspanen bei allen Aufnahmen von gegrindeten Rädern. Als Beispiel wird hier die Aufnahme von VITA OMEGA 900 stellvertretend für alle weiteren Keramiken erörtert, die sich alle sehr ähnlich sahen. Im folgenden Bild zeigt „**A**“ einen Bereich plastischer Verformungen mit Riefen und Schuppungen. „**B**“ zeigt einen Bereich von Sprödbbruch mit der charakteristischen Vielzahl an Ausbrüchen und Abplatzungen. „**C**“ zeigt auf der Oberfläche zurückgebliebene adhäsiv anhaftende Artefakte aus Keramik und Schleifkörperresten.

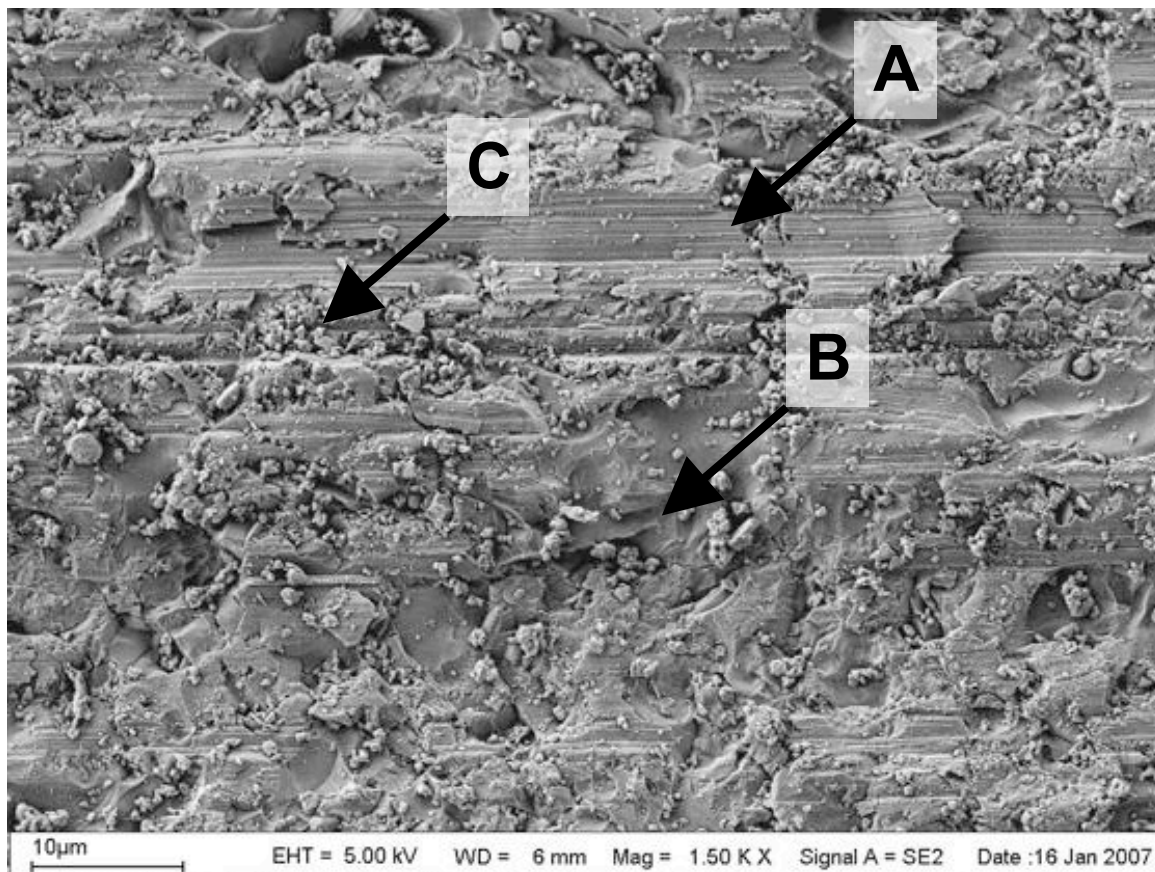


Abb. 19: Kammer 1, VITA OMEGA 900, Baseline, 1500-fache Vergrößerung

Läppen ist das Spanen mit losem, in einer Paste oder Flüssigkeit verteiltem Korn (dem Läppgemisch). Beim Läppen wird aus der Keramikoberfläche Material, sowohl durch die Rollbewegung der Schneidkörper, als auch durch sich temporär im Läppwerkzeug verankerte ritzende Schneidkörner, abgetragen. [73] Geläppte Oberflächen weisen mikrogeometrisch nahezu isotrope Oberflächentopografien auf. Die Oberfläche ist charakterisiert durch vereinzelte interkristalline Ausbrüche sowie eine Vielzahl sehr homogen verteilter Mulden. Der Läppprozess stellt sich verbildlicht wie folgt dar:

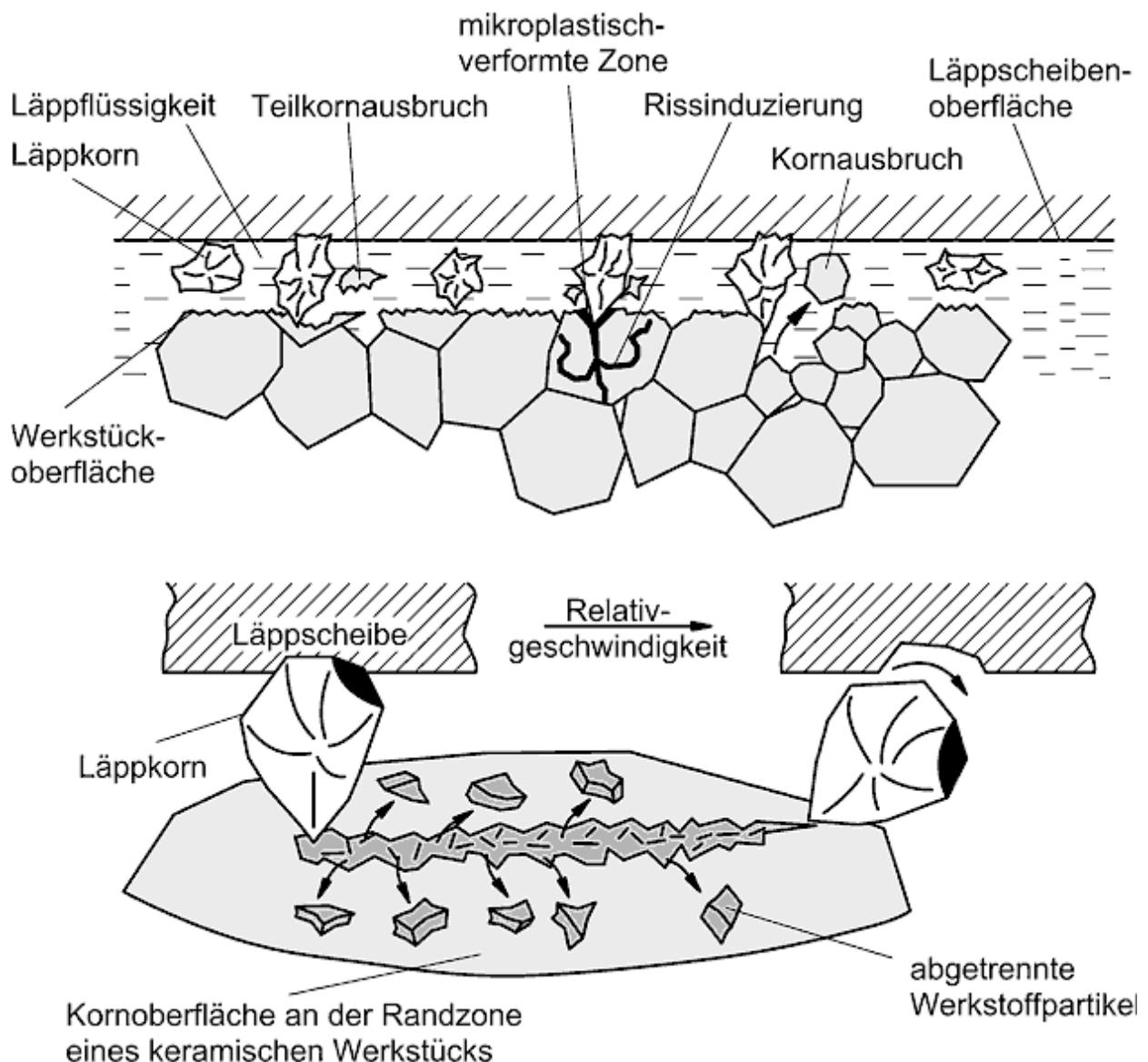


Abb. 20: Modelle der Werkstofftrennung beim Läppen aus [73]

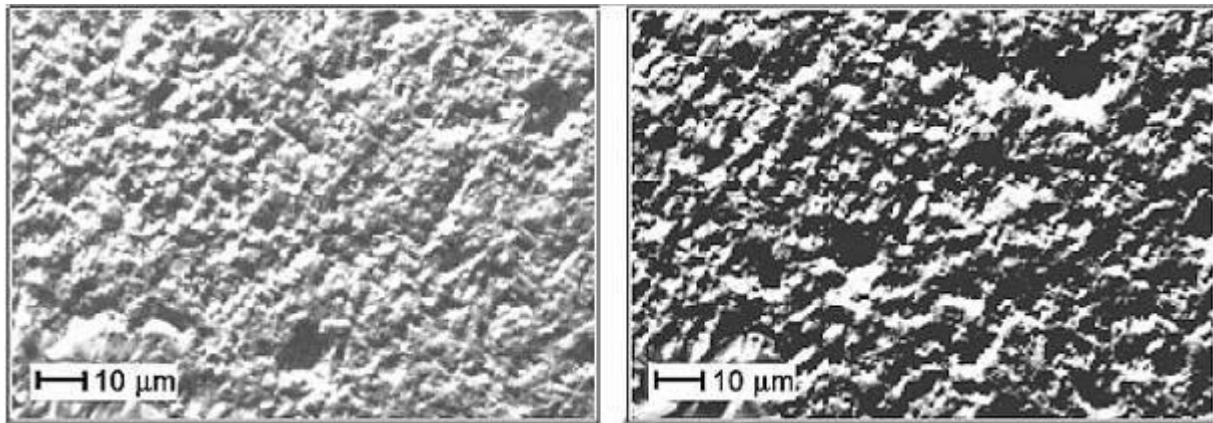


Abb. 21: Mit Läppkorn F180 und F800 geläppte Siliciumcarbidoberflächen aus [73]

Betrachtet man hierzu die REM-Bilder aller Dentalkeramiken, so zeigt sich am Beispiel von VITA Omega 900 die zunehmend glattere Oberfläche mit den vereinzelt interkristallinen Ausbrüchen. Diese sind in ihrer Größe und Anzahl von Keramik zu Keramik unterschiedlich. Während IMAGINE REFLEX und GC Initial zu nur relativ kleine Ausbrüche und eine ansonsten nahezu glatte Oberfläche haben, zeigen Ivoclar IPS e.max und CeHa WHITE CLASSIC Schmelzmasse zum Teil über 10 bis 20 mal größere Ausbrüche. Bei Cercon Ceram Press und Cercon Ceram S ist die Oberfläche durch Mulden charakterisiert. Alle weiteren Keramiken weisen homogen sowohl glatte Flächen („E“), Mikroausbrüche („F“) und Mulden („G“) auf. Ebenfalls ist auf den REM-Bildern gelegentlich Debris („H“) zu erkennen. [105]

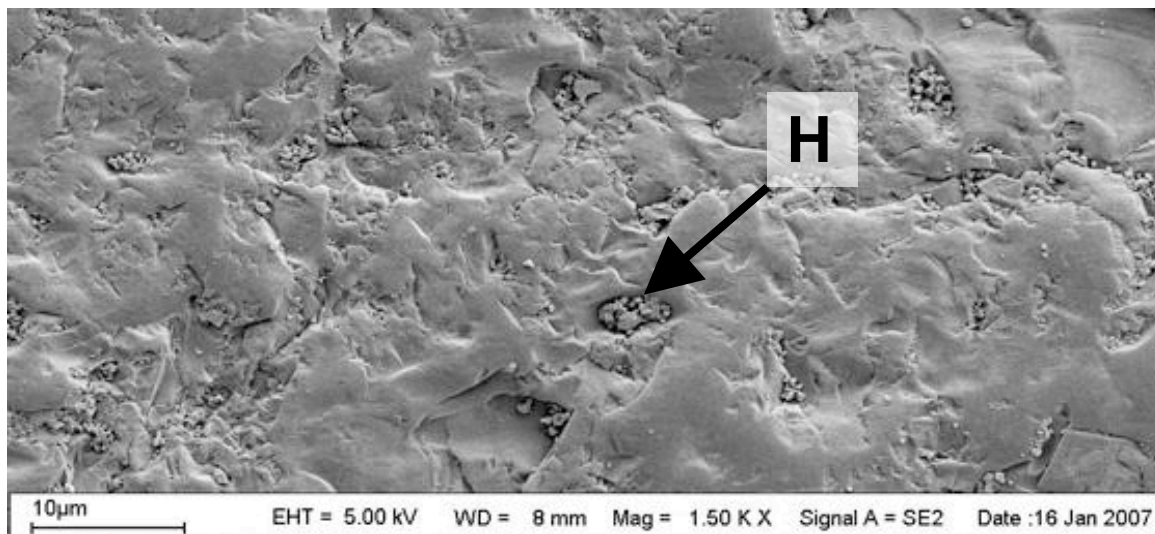


Abb. 22: Kammer 1, VITA OMEGA 900, 200.000 Zyklen, 1500-fache Vergrößerung

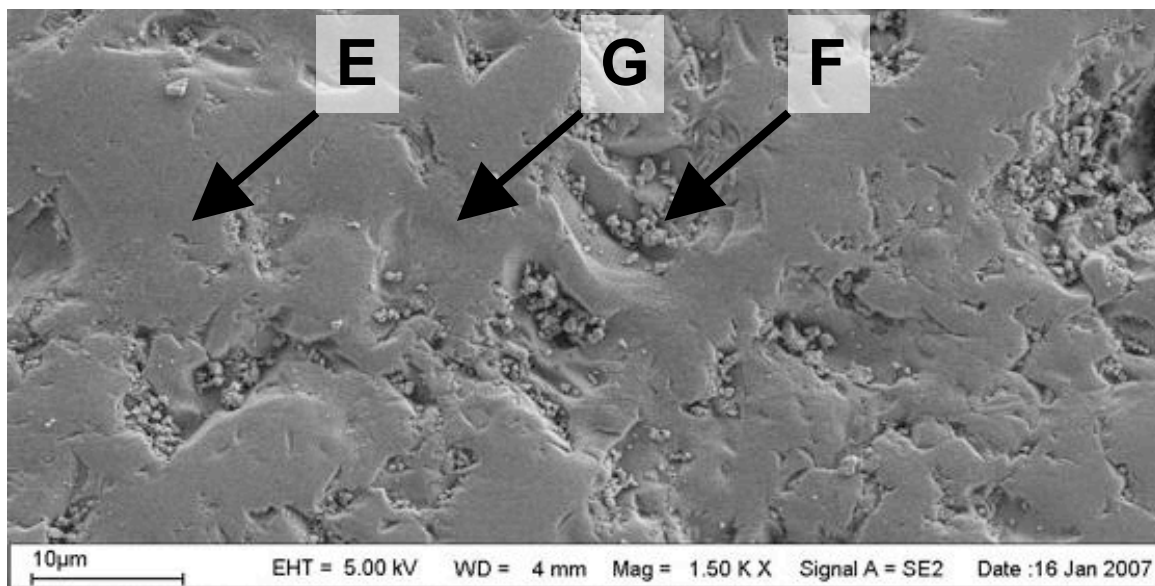


Abb. 23: Kammer 1, VITA OMEGA 900, 400.000 Zyklen, 1500–fache Vergrößerung

Neben diesen Charakteristika finden sich auch weitere Auffälligkeiten. Betrachtet man alle Aufnahmen nach 400.000 Zyklen, welche alle aus einem Rad stammen, erkennt man, dass sich zum Beispiel auf den Keramiken IMAGINE REFLEX, ivoclar IPS e.max und Cercon ceram s vermehrt Auflagerungen von Opalphytolyten befinden. Diese haften den Proben adhäsiv an und wurden bei der Reinigung nach der Entnahme aus dem Probenrad mit destilliertem Wasser nicht entfernt.

Auch finden sich bei den Keramiken Initial zr, ducera gold, IMAGINE REFLEX und VITA Omega 900 vermehrt unterschiedlich große Lufteinschlüsse, die herstellungsbedingt aufgetreten sein müssen, obwohl alle Keramiken mit der selben Sorgfalt verarbeitet worden waren.

Betrachtet man nun die REM–Aufnahmen von Zahnschmelz, stellt sich ein komplett anderes Bild dar. Der Schleifprozess besteht ausschließlich aus plastischen Verformungsvorgängen mit Oberflächencharakteristika wie Riefen, Schichtungen und Schuppen. Auch hier finden sich Artefakte des Schleifvorganges auf der Oberfläche.

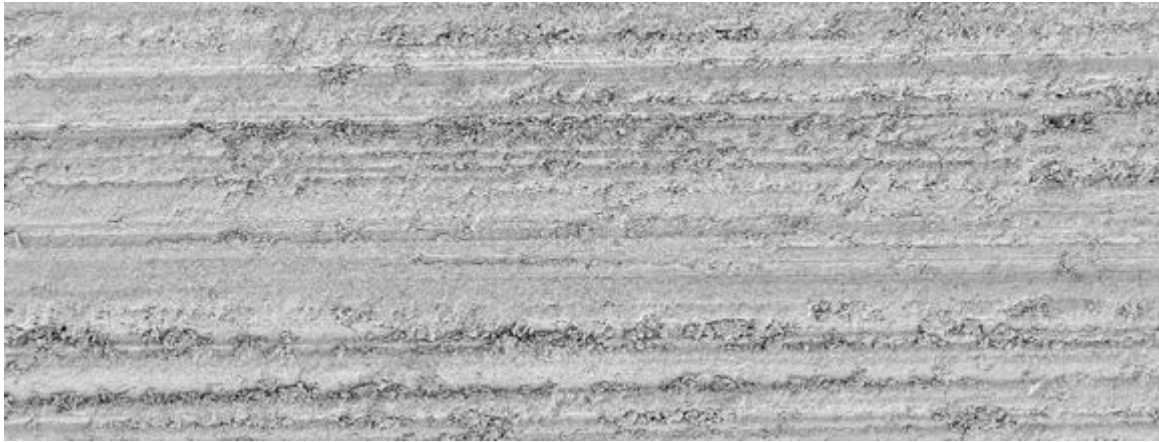


Abb. 24: Kammer 12, Schmelzstück, Baseline, 500–fache Vergrößerung

Beim anschließenden Läppvorgang während der nächsten 400.000 Zyklen entsteht eine Oberfläche mit ungeordneten Schneidbahnen der einzelnen Körner, sowie einer Vielzahl sehr homogen verteilter Mulden.

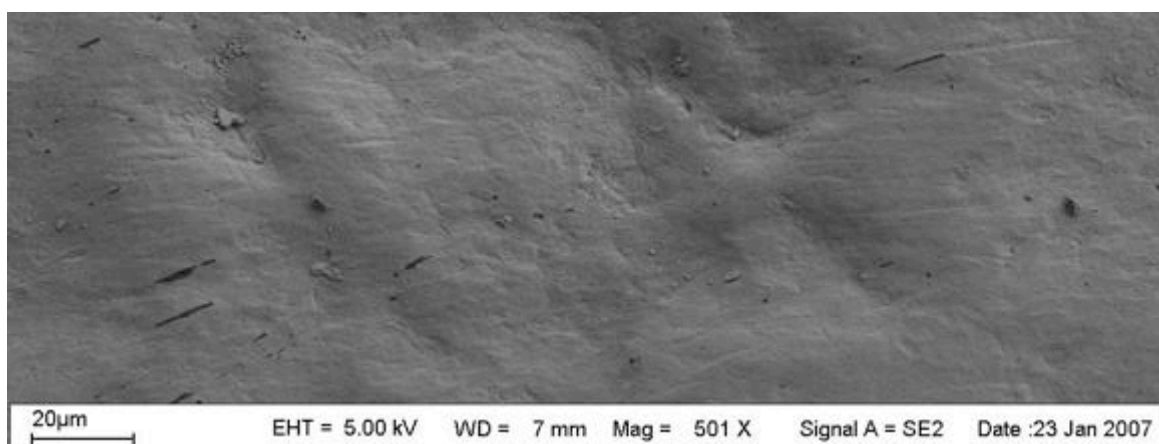


Abb. 25: Kammer 12, Schmelzstück, 400.000 Zyklen, 500–fache Vergrößerung

Somit unterscheidet sich das mikroskopische Verschleißbild von Keramikproben und Schmelz erheblich. Die plastischere Substanz von Schmelz ist sowohl in den REM–

Aufnahmen deutlich erkennbar, als auch durch den wesentlich höheren Abrieb maßgeblich gekennzeichnet.

Es bestehen jedoch Einschränkungen in der Aussagekraft der REM-Bilder, da im Mund nicht nur Lappen, also Dreimedienabrasion, existiert, sondern eine Vielzahl von Verschleißmechanismen gleichzeitig wirken. Somit können sich Aufnahmen von im Mund abradierter Keramik deutlich anders darstellen. Dennoch vermitteln die REM-Aufnahmen einen guten Eindruck der verschiedenen Charakteristika der Keramikproben und der unterschiedlichen Verschleißmechanismen.

7 Zusammenfassung

Im Rahmen einer In-vitro-Studie sollte das Abrasionsverhalten von verschiedenen Dentalkeramiken im Vergleich zu Zahnschmelz untersucht werden. Es sollte getestet werden, ob die Entwicklung neuerer Materialien zu einem klinisch verträglicheren Abriebverhalten geführt hat.

Hierzu wurde die von *De Gee et al.* entwickelte ACTA-Maschine verwendet. Diese gilt für Tests des Drei-Medien-Verschleißes als internationaler Standard, um den Kauvorgang zu imitieren. Die ACTA-Maschine bestand aus zwei gegenläufig rotierenden Rädern, einem Probenrad und einem Antagonistenrad, welche während des Abrasionsversuchs aneinander vorbeiglitten. Dazu wurden sie in ein mit Abrasionsmedium aus Kolbenhirsesuspension gefülltes Gefäß getaucht. In dieser Suspension waren scharfkantige Phytolithen aus anorganischem Silizium enthalten. Der Abrieb wurde vermutlich zum größten Teil durch Lappen mit Phytolithen als Abrasionsmedium, aber auch durch Ermüdung und durch Lösungsvorgänge verursacht. Das Probenrad wies zwölf rechteckige Probenkammern zum Einsetzen der Prüfmaterialein auf und rotierte mit der konstanten Frequenz von einem Hertz und einem Schlupf von 20 % gegen das Antagonistenrad. Dieses war aus Edelstahl industriell gefertigt und hatte wabenförmige Transportfelder, in denen das Abrasionsmedium transportiert wurde. Beim Abrasionsversuch wurden die Räder mit einem konstanten Druck von 20 N aneinander gedrückt. Alle Probenräder wurden identischen Prüfungsbedingungen unterzogen.

Die Probenherstellung erfolgte nach Herstellerangabe mit Hilfe einer vorgefertigten Form. So konnten Probenräder mit einheitlichem Durchmesser hergestellt werden. Die Proben wurden mit Variolink® II in gleichmäßig verteilte, maschinell gefräste Probenkammern eingesetzt. Anschließend wurden die Kammern für die Schmelzstückchen separat von Hand individuell eingefräst. Nach dem Konditionieren wurde auch dieser mit Variolink® II eingesetzt. Danach wurde das Probenrad rundgeschliffen. Dennoch konnte, bedingt durch die unterschiedliche Materialhärte von Probenmaterial und Trägerkomposit, fertigungstechnisch keine völlig plane Oberfläche erreicht werden. Deshalb wurden alle Probenräder vor dem Abrasionsversuch mit dem Laserscanner vorvermessen.

Im Abrasionsversuch wurden alle zehn Probenräder für 400.000 Zyklen in der ACTA-Maschine abradiert. Es wurde jeweils nach 50.000 Zyklen das Abrasionsmedium

gewechselt. Alle 100.000 Zyklen wurden die Räder erneut mit dem Laserscanner vermessen. Die so gewonnenen 3D-Oberflächen-Daten wurden mit Hilfe der Match-3D-Software ausgewertet. Der hierdurch errechnete mittlere Höhenverlust wurde für jedes Probenrad und jede Probe mit dem Statistikprogramm SPSS erfasst und anschließend ausgewertet.

Alle getesteten Materialien hatten bei 200.000 Zyklen einen Verschleiß von 2,6 µm bis 3,6 µm (Mittelwert 3,1 µm) und bei 400.000 von 4,6 µm bis 6,4 µm (Mittelwert 5,5 µm). Statistisch ließ sich kein signifikanter Unterschied ($p < 0.05$) zwischen den einzelnen getesteten Keramiken bezüglich ihres Verschleißverhaltens zueinander feststellen. Auch neu entwickelte Keramiken zeigten somit das gleiche Verschleißverhalten.

Für den Verschleiß von Zahnschmelz ergaben sich Medianwerte von 22 µm bei 200.000 Zyklen und 46 µm bei 400.000 Zyklen. Dies entsprach in-vivo einem Zeitraum von ein bis vier Jahren. Im Vergleich zu Schmelz zeigten alle getesteten Keramiken einen durchschnittlich 7,8 mal kleineren Abrieb. Alle Materialien, Schmelz und Keramik, zeigten über den Versuchszeitraum hinweg einen linearen Verschleiß. Die Forderung, dass Verschleißverhalten von Dentalkeramiken dem von Schmelz angepasst werden soll, bleibt somit auch für neuere Werkstoffe bestehen.

8 Literaturverzeichnis

- [1] *Abebe, M., Appl, F.C.*: Theoretical analysis of the basic mechanics of abrasive processes. II. Model of the ploughing process. *Wear* 126, 267-283 (1988)
- [2] *Abell, A.K., Leinfelder, K.F., Turner, D.T.*: Accelerated microscopical evaluation of the clinical wear of composites. *J Dent Res* 60, 323-352 (1981)
- [3] *Adair, P.J., Grossman, D.G.*: The cast ceramic crown. *Int J Periodontics Restorative Dent* 4, 32-46 (1984)
- [4] *Anusavice, K.J., Phillips, R.W.*: Phillips' Science of Dental Materials, 10th ed. W.B Saunders Company, Philadelphia (1996)
- [5] *Atkinson, J.T., Groves, D., Talor, M.J.*: The measurement of wear in dental restorations using laser dual source contouring, *Wear* 76, 91-104 (1982)
- [6] *Atkinson, J.T., Talor, M.J., Cantwell, J.B.*: Comparative wear studies of dental amalgam using two novel techniques, laser fringe contouring and surfometry, In: Transactions of the 11th International Biomaterials Symposium 3, 78 (1979)
- [7] *Bauer, C.M., Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.*: Silikophosphat und Glasionomerzemente—eine Amalgamalternative? *Dtsch Zahnärztl Z* 51, 339 (1996)
- [8] *Berry, D.-C., Poole, D.-F.*: *Attrition*: Possible mechanisms of compensation. *J Oral Rehabil* 3, 201 (1976)
- [9] *Beuer, F., Fick, K., Erdelt, K.J., Gernet, W.*: Marginale und innere Passung von CAM-gefrästen Zirkoniumoxid-Einzelkronen bei unterschiedlichen Präparationswinkeln. *Dtsch Zahnärztl Z* 58, 517 (2003).
- [10] *Braem, M., Vanherle, G., Lambrechts, P.*: Evaluation of clinical performance for posterior composite resin and dentin adhesives. *Oper Dent* 12, 53-78 (1987)

- [11] *Bryant, R.W.*: Comparison of three standards for quantifying occlusal loss of composite restorations. *Dent Mater* 6, 60 (1990)
- [12] *Carlsson, G.E., Johansson, A., Lundqvist, S.*: Occlusal wear- a follow up study of 18 subjects of extensively worn dentitions. *Acta Odontol Scand* 43, 83-90 (1985)
- [13] *Christensen, R.P., Bangerter, V.*: Apparatus for automated, non-contact measurements of surface changes. *J Dent Res* 69, 126, Abstract # 140 (1990)
- [14] *Christensen, R.P., Smith, S.L., Aina, T.C.*: Quantifying Wear in Human Adult Teeth, in vivo–2 Year Report. *J Dent Res* 79, 543, Abstract # 3196 (2000)
- [15] *Clark, G.T., Breemsterboer, P.L., Rugh, J.D.*: Nocturnal masseter muscle activity and the symptoms of masseter dysfunction. *J Oral Rehabil* 8, 279-286 (1981)
- [16] *Clarke, N.G., Townsend G.C.*: Distribution of nocturnal bruxing patterns in man. *J Oral Rehabil* 11, 529-534 (1984)
- [17] *Claus, H.*: Entwicklung der Metallkeramik. *Zahnärztl Welt* 89, 36-41 (1980)
- [18] *Condon, J.R., Ferracane, J.L.*: Evaluation of composite wear with a new multimode oral wear simulator. *Dent Mater* 12, 218 (1996)
- [19] *Crothers, A.J.R.*: Tooth wear and facial morphology. *J Dent* 20, 333-341 (1992)
- [20] *Dahl, B.L., Carlsson, G.E., Ekfeldt, A.*: Occlusal wear of teeth and restorative materials. *Acta Odontol Scand* 51, 299-311 (1993)
- [21] *De Boever, J.A., McCall, W.E., Holdsen, S., Ash, M.M.*: Functional occlusal forces: An investigation by telemetria. *J Prosthet Dent* 40, 326-333 (1978)

- [22] *De Gee, A.J., Pallav, P., Davidson, C.L.:* Effect of abrasion medium on wear of stress-bearing composites and amalgam in vitro. J Dent Res 65, 654 (1986)
- [23] *De Gee, A.J., Pallav, P., Werner, A., Davidson, C.L.:* Annealing as a mechanism of increasing wear resistance of composites. Dent Mater 6, 266 (1990)
- [24] *De Gee, A.J., Pallav, P.:* Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine. J Dent 22, 21 (1994)
- [25] *De Gee, A.J., Ten Harkel-Hagenaar, H.C., Davidson, C.L.:* Structural and physical factors affecting the brush wear of dental composites. J Dent 13, 60 (1985)
- [26] *De Long, R., Douglas, W.H.:* Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: Bi-axial force and movement control. J Dent Res 62, 32 (1983)
- [27] *De Long, R., Peterson, R., Douglas, W.H.:* A laser profiling system for measuring wear on posterior restorations. J Dent Res 68, 907, Abstract # 328 (1989)
- [28] *De Long, R., Pintado, M.R., Douglas, W.h.:* The wear of enamel opposing shaded ceramic restorative materials: An in-vitro study. J. Prosthet Dent 68, 42-48, (1992)
- [29] *Deigner, M.:* Das Abrasionsverhalten von Kompositinlaysystemen. Zahn-med. Diss., Erlangen (1995)
- [30] *Deinzer, B., Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.:* Abrieb von Amalgamen unter simulierten Mundbedingungen. Dtsch Zahnärztl Z 50, 818 (1995)
- [31] *Dickson, G.:* Physical and chemical properties and wear. J Dent Res 58, 1535-1543 (1979)
- [32] *DIN 50320:* Deutsche Normen, Verschleißbegriffe, Systemanalyse von Verschleißvorgängen, Gliederung des Verschleißgebietes. Beuth, Berlin (1979)

- [33] *DIN 8589-6: Fertigungsverfahren Spanen–Teil 6: Sägen; Einordnung, Unterteilung, Begriffe.* Berlin (2003)
- [34] *Dogon, I.L., van Leeuwen, M.J.: Two year evaluation of posterior restorative material using M. Fascicularis as the experimental model, J Dent Res 62, 253-759 (1983)*
- [35] *Drechsler, F., Kohno, S., Kuhl, W., Neuhauser, B.: Neurophysiologische Analyse der Wirkung okklusaler Interferenzen auf Regulation und Koordination der Kaumuskulatur. Dtsch Zahnärztl Z 28, 695-704 (1973)*
- [36] *Eccles, J.D.: Dental erosion of non-industrial origin. A clinical survey and classification. J Prosthet Dent 42, 649-653 (1979)*
- [37] *Eckfeldt, A., Olio, G.: Wear mechanisms of resin and porcelain denture teeth. Acta Odontol Scand 47, 391-399 (1989)*
- [38] *Eichner, K.: Messung der Kräfte bei Kauvorgängen. Dtsch Zahnärztl Z 18, 915-924 (1963)*
- [39] *Eick, J.D., Mc Garrah, H.E., Laib, R.D., Cardone, M.: Application of stereophotogrammetry to measure wear of posterior composite. J Dent Res 63, 335-1482, (1984)*
- [40] *Erpenstein, H., Kerschbaum, Th., Fischbach, H.: Verweildauer und klinische Befunde bei Kronen und Brücken. Dtsch Zahnärztl Z 47, 315-319 (1992)*
- [41] *Etman, M.K., Watson, T.F., Woolford, M.J.: Clinical evaluation of ceramic & resin reinforced restoration. Vortrag anlässlich der IADR Tagung in San Diego, USA (2002)*
- [42] *Finger, W., Thiemann, J.: Correlation between in vitro and in vivo wear of posterior restorative materials. Dent Mater 3, 280 (1987)*
- [43] *Fischer, H., Tinschert, J., Marx, R.: Steigerung der Beanspruchbarkeit vollkeramischer Brücken durch Ionenaustauschverfahren. Dtsch Zahnärztl Z 54, 321-324 (1999)*

- [44] *Frankenberger, R., Krämer, N., Hahn, C., Sindel, J., Pelka, M.:* Beurteilung der Klebefugenabrasion von Adhäsivinlays in vivo. Dtsch Zahnärztl Z 51, 10 (1996)
- [45] *Fries C.:* In-vitro-Untersuchungen zur Abrasion von Dentalkeramiken und Zahnschmelz, Zahnmed Diss, München, (1998)
- [46] *Fuchs, P., Weidlich, V.:* Experimentelle Untersuchungen über die Beeinflussung der nächtlichen Kaumuskelaktivität durch Okklusionsstörungen. Dtsch Zahnärztl Z 28, 1064-1072 (1973)
- [47] *Gebrauchsinformation Variolink® II (2006)*
- [48] *Gerbo, L., Leinfelder, K.F., Mueninghoff, L., Russel, C.:* Use of optical standards for determining wear of posterior composit resins. J Estht Dent 2, 148 (1990)
- [49] *Gloger, W.:* Persönliche Mitteilung, im Oktober 2007
- [50] *Graf, K.:* In-vitro-Untersuchungen zum Verschleiß von Legierungen und Zahnhartsubstanz und ihre gegenseitige Beeinflussung, Zahnmed Diss, München, (1998)
- [51] *Gügel, I.R.:* Simulationsversuch von Microwear mit Merkmalsvergleichen an Frühmittelalterlichen Molaren. Diplomarbeit Biologie, München (1998)
- [52] *Hahn, R., Löst, C.:* Sonoerosive Fertigung keramischer Restaurationen. Dtsch Zahnärztl Z 47, 734-739 (1992)
- [53] *Halling, J.:* Principles of Tribology, Mac Millan Press Ltd., London, (1978)
- [54] *Harrison, A., Lewis, T.T.:* The development of an abrasion testing machine for dental materials. J Biomed Mater Res 9, 341-353 (1975)
- [55] *Hennicke H.W.:* Zum Begriff Keramik und zur Einteilung keramischer Werkstoffe. Ber Dtsch Keram Ges 44, 209 (1967)

- [56] *Hickel, R.:* Forschungsbericht Zahnabrasion: Zahnabrasion und beruflich bedingte Einflüsse bei Steinbrucharbeitern, Schriftenreihe des Hauptverbandes der gewerblichen Berufsgenossenschaften, Sankt Augustin (1989)
- [57] *Hofmann, M.:* Die Abhängigkeit der Kaukraft von der Kauflächengestaltung künstlicher Zahne, Dtsch Zahnarztl Z 10, 979-984 (1961)
- [58] *http://de.wikipedia.org/wiki/Abrasion_%28Zahnmedizin%29, zugegriffen am 12. November 2006*
- [59] *<http://de.wikipedia.org/wiki/Verschlei%C3%9F>, zugegriffen am 12. November 2006*
- [60] *http://deposit.ddb.de/cgi-bin/dokserv?idn=976638975&dok_var=d1&dok_ext=pdf&filename=976638975.pdf, zugegriffen am 20. Oktober 2006*
- [61] *http://flussfisch.net/de/htdocs/cms/upload/pdf/imagine_reflex_classicset_anleitung.pdf, zugegriffen am 20. Oktober 2006*
- [62] *<http://initial.gceurope.com/de/zr/>, zugegriffen am 20. Oktober 2006*
- [63] *http://media.ivoclarvivadent.com/pdf/binarydata_de/info/emax_ceram_va.pdf, zugegriffen am 20. Oktober 2006*
- [65] *http://www.c-hafner.de/de/dental/downloads/CeHaWHITE_Verarbeitung.pdf, zugegriffen am 20. Oktober 2006*
- [64] *http://www.cercon-smart-ceramics.de/Zahntechniker/_pdfs/cerconcerampress.pdf, zugegriffen am 20. Oktober 2006*
- [66] *<http://www.cranioschule.ch/cranio/data/komplementaer.pdf>, zugegriffen am 2. Dezember 2006*

- [67] http://www.degudent.de/Kommunikation_und_Service/Download/Keramik/Direktvertrieb/CERCON_CERAM_S_GEBRAUCHSANW.pdf, zugegriffen am 20. Oktober 2006
- [68] http://www.degudent.de/Kommunikation_und_Service/Download/Keramik/Direktvertrieb/DuceraGold_Kiss/DuceraGold_Kiss_Arbeitsanleitung.pdf, zugegriffen am 20. Oktober 2006
- [69] <http://www.dent.med.uni-muenchen.de/~kkunzel/exponent-0.96.3/index.php?module=newsmodule&action=view&id=16>, zugegriffen am 24. November 2006
- [70] http://www.dent.med.uni-muenchen.de/exponent-0.96.4/index.php?section=104#mod_523, zugegriffen am 24. November 2006
- [71] <http://www.dgzm.de/stlgnahmen/Terminologie-der-Arbeitsgemeinschaft-fuer-Funktionsdiagnostik-und-Therapie--DGFD--und-der-Deutschen-Gesellschaft-fuer-zahnaerztliche-Prothetik-und-Werkstoffkunde--DGzPW--2005-09-01.pdf>, zugegriffen am 29. November 2006
- [72] http://www.keramverband.de/brevier_dt/4/1/4_1_5.htm, zugegriffen am 29. November 2006
- [73] http://www.keramverband.de/brevier_dt/4/2/4_2_4.htm, zugegriffen am 29. November 2006
- [74] <http://www.nano-world.org/frictionmodule/content/0900glossary/reibung.ppt+Tribologie+nano-world&hl=de&gl=de&ct=clnk&cd=2>, zugegriffen am 29. November 2006
- [75] http://www.vita-zahnfabrik.com/eBRAIN/WebObjects/Vita.woa/3//wa/callPage?wosid=hmW1EPA8OOr4gr02Fq2Naw&companyId=VIT&locale=de_DE&classBId=B18&page=pageCategoryBrowser, zugegriffen am 20. Oktober 2006

- [76] http://www.vita-zahnfabrik.com/eBRAIN/WebObjects/Vita.woa/3/wa/callPage?wosid=hmW1EPA8OOr4gr02Fq2Naw&locale=de_DE&page=pagCategoryBrowser&companyId=VIT&classBId=3000003, zugegriffen am 20. Oktober 2006
- [77] http://www.vita-zahnfabrik.com/eBRAIN/WebObjects/Vita.woa/3/wa/callPage?wosid=i646bYrpXcXMipmpKPChhw&locale=de_DE&page=pagCategoryBrowser&companyId=VIT&classBId=B344, zugegriffen am 20. Oktober 2006
- [78] http://www.vita-zahnfabrik.com/resourcesvita/shop/de/de_3052664.pdf, zugegriffen am 20. Oktober 2006
- [79] <http://www.willytec.com/Lasersc.html>, zugegriffen am 18. Oktober 2006
- [80] <http://www2.din.de/>, zugegriffen am 18. Oktober 2006
- [81] *Ishizaki, H., Fukushima, M., Makino, H., Iwaku, M.*: Relationship between occlusal force and enamel wear in caries-free dentition. J Dent Res 79, 543, Abstract # 3195 (2000)
- [82] *Jacobi, R., Shillingburg, H.T., Duncanson, M.G.*: A comparison of the abrasiveness of six ceramic surfaces and gold. J Prosthet Dent 66, 303-309 (1991)
- [83] *Jarvinen, V.K., Rytomaa, I.I., Heinonen, O.P.*: Risk factors in dental erosion. J Dent Res 70, 942-947 (1991)
- [84] *Johansson, A., Haraldson, T., Omar, R., Kiliaridis, S., Carlsson, G.E.*: An investigation of some factors associated with occlusal tooth wear in a selected high-wear sample. Scand J Dent Res 101, 407-415 (1993)
- [85] *Johansson, A., Kiliaridis, S., Haraldson, T., Omar, R., Carlsson, G.E.*: Covariation of some factors associated with occlusal tooth wear in a selected high-wear sample. Scand J Dent Res 101, 398-406 (1993)

- [86] *Jörg Bark.*: Quantifizierung der Dentin-Abrasion am menschlichen Zahn–
Methodische Überlegungen und experimentelle In-vitro-Studien unter Ver-
wendung von Zahnbürsten und einer „Zahnputz-Maschine“ Zahnmed Dis,
München (2002)
- [87] *Jørgensen, K.D. and Asmussen, E.*: Occlusal abrasion of a composite re-
storative resin with ultra fine filler—an initial study, Quint Int 9, 73-78 (1978)
- [88] *Kaidonis, J.A., Richards, L. C., Townsend, G.C.*: Nature and frequency of
dental wear facets in an Australian Aboriginal population. J Dent Res 63,
1298-1301 (1984)
- [89] *Kerschbaum, Th.*: Überlebenszeiten von Kronen- und Brückenzahnersatz
heute. Zahnärztl Mitt 76, 2315-2320 (1986)
- [90] *Kraft, E.*: Über die Bedeutung der Kaukraft für das Kaugeschehen. Zah-
närztl Praxis 13, 129-138 (1962)
- [91] *Krämer, N., Pelka, M., Kautetzky, P., Sindel, J., Petschelt, A.*: Abrasions-
beständigkeit von Kompomeren und stopfbaren Glasionomerezementen.
Dtsch Zahnärztl Z 52, 3 (1997)
- [92] *Krämer, N.*: Die Klebefuge bei zahnfarbenen Inlays: Ein locus minoris resi-
stentiae? Lengfelder Verlag (1999)
- [93] *Krejci, I.*: Zahnfarbene Restaurationen–Qualität, Potential und Indikationen.
Carl Hanser Verlag, München, Wien (1992)
- [94] *Krejci, I., Glauser, R., Sägesser, D., Lutz, F.*: Marginale Adaptation und Ver-
schleißfestigkeit eines Feinhybridkomposit-Inlays in vitro. Schweiz
Monatsschr Zahnmed 103, 973 (1993)
- [95] *Krejci, I., Heinzmann, J.L., Lutz, F.*: Verschleiß von Schmelz, Amalgam und
ihrer Schmelzantagonisten im computergesteuerten Kausimulator. Schweiz
Monatsschr Zahnmed 100, 1285 (1990)
- [96] *Krejci, I., Lutz, F., Fullemann, J.*: Zahnfarbene Inlays/Onlays. Schweiz Mo-
natsschr Zahnmed 102, 73-80 (1992)

- [97] *Krejci, I., Lutz, F.:* In-vitro-Testverfahren zur Evaluation Dentaler Restaurationssysteme. 2. Zahnbürsten/Zahnpastaabrasion und chemische Degradation. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100, 1164 (1990)
- [98] *Krejci, I., Reich, T., Bucher, W., Lutz, F.:* Eine neue Methode zur dreidimensionalen Verschleißmessung. Schweiz Monatsschr Zahnmed 104, 160 (1994)
- [99] *Krejci, L., Reich, T., Lutz, F., Albertoni, M.:* In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme: 1. Computergesteuerter Kausimulator. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100, 953-960 (1990)
- [100] *Kreulen, C.M., van Amerongen, W.E.:* Wear measurements in clinical studies of composite resin restorations in the posterior region: A review. J Dent Child 1991,109-123 (1991)
- [101] *Kunzelmann, K.-H., Perry, R., Mehl, A., Hickel, R.:* Sind subjektive Bewertungsskalen zur Verschleißquantifizierung noch zeitgemäß? Dtsch Zahnärztl Z 45, 575 (1999)
- [102] *Kunzelmann, K.-H., Digner, M., Hickel, R.:* Dreimedienabrasion von Befestigungszementen adhäsiver Inlaysysteme. Dtsch Zahnärztl Z 48, 109 (1993)
- [103] *Kunzelmann, K.-H., Mehl, A., Gloger, W., Hickel, R.:* Evaluation system for 3-D wear measurement without reference points. J Dent Res 75, 257, Abstract # 1913 (1996)
- [104] *Kunzelmann, K.-H.:* Verschleißanalyse und Quantifizierung von Füllungsmaterialien in-vivo und in-vitro, Shaker Verlag Aachen 1998
- [105] *Kunzelmann, K.-H.:* Persönliche Mitteilung im Januar 2009 (München)
- [106] *Lambrechts, P., Braem, M., Vanherle, G.:* Quantitative in vivo wear of human enamel as acceptance standard for posterior composites. J Dent Res 66, 182, Abstract # 605 (1987)

- [107] *Lambrechts, P., Braem, M., Vuylsteke-Wauters, M., Vanherle, G.:* Quantitative in vivo wear of human enamel. *J Dent Res* 68, 1752-1754 (1989)
- [108] *Lang, B.R., Bloem, T.J., Powers, J.M., Wang, R.-F.:* The in vivo wear resistance of 12 composite resins. *J Prosthodont* 1, 2 (1992)
- [109] *Leinfelder, F., Lemons, J.E.:* Clinical restorative materials and techniques, Philadelphia: Lea and Febiger (1988)
- [110] *Leinfelder, K.F., Taylor, D.F., Barkmeier, W.W., Goldberg, A.J.:* Quantitative wear measurements of posterior composite resins. *Dent Mater* 2, 198 (1986)
- [111] *Leinfelder, K.F., Baudreau, R.W., Mazer, R.B.:* An in vitro device for predicting clinical wear. *Quintessence Int* 20, 755-761 (1989)
- [112] *Leinfelder, K.F.:* Current development in posterior composite resin. *Adv Dent Res* 2, 115-121 (1988)
- [113] *Lotzmann, U.:* Die Prinzipien der Okklusion. 4. Auflage, Verlag Neuer Merkur, München (1994)
- [114] *Lugassy, A.A., Greener, E.H.:* An abrasion resistance study of some dental resins. *J Dent Res* 51, 967-972 (1972)
- [115] *Lussi, A., Schaffner, M., Holz, P., Suter, P.:* Erosionen der Zahnhartsubstanz. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 102, 321-327 (1992)
- [116] *Lüthy, H., Pietrobon, N., Sisera, M., Wohlwend, A.:* White esthetics. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 106, 897-904 (1996)
- [117] *Lutz, F., Imfeld, T., Meier, Ch., Firestone, A.R.:* Composites contra Amalgam. Vergleichende Verschleißfestigkeitsmessungen in vivo: Ein-Jahres-Resultate. *Quintessenz* 30, 139-148 (1979)
- [118] *Lutz, F., Krejci, I., Barbakow, F.:* Chewing pressure vs. wear of composites and opposing enamel cusps. *J Dent Res* 71, 1525-1529 (1992)

- [119] *Lutz, F., Phillips, R.W., Roulet, J.F., Setcos, J.C.:* In-vivo and in-vitro wear of posterior composites. J Dent Res 63, 914 (1984)
- [120] *Mair, L. H:* Wear in dentistry current terminology. J Dent 20, 140-144 (1992)
- [121] *Marxkors, R. Meiners, H.:* Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 4. Auf., Carl Hanser Verlag, München, Wien (1993)
- [122] *Marxkors, R.:* Zur Härte künstlicher Zähne in der Totalprothetik. Teil III: Dynamische Okklusion. ZWR 11, 682- 685 (1994)
- [123] *Matsumura, H., Leinfelder, K.F.:* Three-body-wear of four types of light-activated composite resin veneering materials. Quint Int 25, 425 (1994)
- [124] *Mc Kinney, J.E.:* Apparatus for measuring wear of dental restorative materials. J Dent Res 61, 1083 (1982)
- [125] *McCabe, J.F., Smith, B.H.:* A method for measuring the wear of restorative materials in vitro. Br Dent J, Volume 151, 123-126 (1981)
- [126] *McDowell, G.C., Bloem, T.J., Long, B.R., Asgar, K.:* In-vivo wear. Part I: The Michigan computergraphic measuring system. J Prosthet Dent 60, 112-120 (1988)
- [127] *Mehl, A., Gloger, W., Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.:* Entwicklung eines neuen optischen Oberflächenmeßgerätes zur präzisen dreidimensionalen Zahnvermessung. Dtsch Zahnärztl Z 51, 23-27 (1996)
- [128] *Mehl, A., Gloger, W., Kunzelmann, K.-H.:* Multisensor support of computer aided dentistry. In: Pfleger, S., Gonçalves, J., Varghese, K.: Advances in Human-Computer Interaction, Springer (1995)
- [129] *Mehl, A., Gloger, W. Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.:* A new optical 3D device for the detection of wear. J Dent Res 76, 1799-1807 (1997)
- [130] *Meint, R., Rein, H., Riethe, P.:* Verschleißfestigkeitsmessungen mittels Moiré Topographie an okklusionstragenden Kompositfüllungen der Klasse I/II. Dtsch Zahnärztl Z 39,110-113 (1984)

- [131] *Mettler, P., Friedrich, U., Roulet, J.F.*: Studie über die Abrasion von Amalgam und Komposit im Seitenzahnbereich. Schweiz Mschr Zahnheilk 88, 324-344 (1978)
- [132] *Mitchem, J.C. & Gronas, D.G.*: The continued in vivo evaluation of wear of restorative resins. J Dent Res 63, 337-1498 (1984)
- [133] *Moffa, J.P., Lugassy, A.A.*: Calibration of evaluators utilizing the M-L occlusal loss scale. J Dent Res 65, 302, Abstract # 1197 (1986)
- [134] *Molnar, S., McKee, J.K., Molnar, I.M., Przybeck, T.R.*: Tooth wear rates among contemporary Australian Aborigines. J Dent Res 62, 562-565 (1983)
- [135] *Monaski, George E., Taylor, Duane F.*: Studies on the wear of porcelain, enamel and gold. J Prosth Dent 25, 299-306 (1971)
- [136] *Nautsch, I., Klimm, W.*: Chronischer Zahnhartsubstanzverlust im frühen und mittleren Erwachsenenalter. Zahn- Mund- Kieferheilkd 77, 123-127 (1989)
- [137] *Noack, M.J., De Gee, A.J., Roulet, J.-F., Davidson, C.L.*: Interfacial wear of luting composites in vitro. J Dent Res 77, 113 Abstract # 58 (1992)
- [138] *Norušis, M.J., SPSS INC.*: SPSS für Windows Anwenderhandbuch für das Base System Version 6.0 SPSS GmbH Software, (1994)
- [139] *tt, R. W.*: Über die Reaktion der Kaumuskulatur auf okklusal bedingte Funktionsstörungen. Dtsch Zahnärztl Z 40, 211-217 (1985)
- [140] *Pallav, P., Davidson, C.L., De Gee, A.J.*: Wear rates of composite, amalgam, and enamel under stress-bearing conditions. J Prosth Dent 59, 426 (1988)
- [141] *Pallav, P., De Gee, A.J., Werner, A., Davidson, C. L.*: Influence of shearing action of food on contact stress and subsequent wear of stress-bearing composites. J Dent Res 72, 56 (1993)

- [142] *Palmer, D.S., Barco, M.T., Pelleu, G.B., McKinney, J.E.*: Wear of human enamel against a commercial castable ceramic restorative material. J Prosthet Dent 65, 192-195(1991)
- [143] *Pelka, M., Dettenhofer, G., Reinelt, C., Krämer, N., Petschelt, A.*: Validität und Reliabilität klinischer Kriterien für adhäsive Inlaysysteme. Dtsch Zahnärztl Z 49, 921 (1994)
- [144] *Pelka, M., Ebert, J., Schneider, H., Krämer, N., Petschelt, A.*: Comparison of two- and three-body wear of glass-ionomers and composites. Eur J Oral Sci 104, 132 (1996)
- [145] *Pelka, M., Frankenberger, R., Petschelt, A.*: Verschleißsimulation von Materialien für die Rekonstruktion okklusaler Kontaktbereiche. Zahnärztl Welt 107, 666 (1998)
- [146] *Pelka, M., Frankenberger, R., Sindlinger, R., Petschelt, A.*: Verschleißsimulation natürlicher Zahnhartsubstanzen im abrasiven Kontakt. Dtsch Zahnärztl Z 53, 61 (1998)
- [147] *Pelka, M., Krämer, N., Kunzelmann, K.-H.*: Meßfehler bei der 3D-Erfassung von Oberflächen durch mechanische Profilometrie. Dtsch Zahnärztl Z 50, 725 (1995)
- [148] *Peters, M.C., De Long, R., Pintado, M.R., Pallesen, U., Qvist, V., Douglas, W.H.*: Comparison of two measurement techniques for clinical wear. J Dent 27, 479 (1999)
- [149] *Pindborg, J.J.*: Pathology of the dental hard tissues. Munksgaard, Copenhagen, 294-325 (1970)
- [150] *Pintado, M.R., Anderson, G.C., Beyer, J.P., De Long, R., Douglas, W.H.*: Clinical wear criteria of human enamel: Consolidated two year data. J Dent Res 73, 405, Abstract # 2428 (1994)
- [151] *Pospiech, P.*: Werkstoffkundliche und klinische Untersuchungen zur vollkeramischen Klebebrücke. Habilitationsschrift, Ludwig-Maximilians-Universität, München (1996)

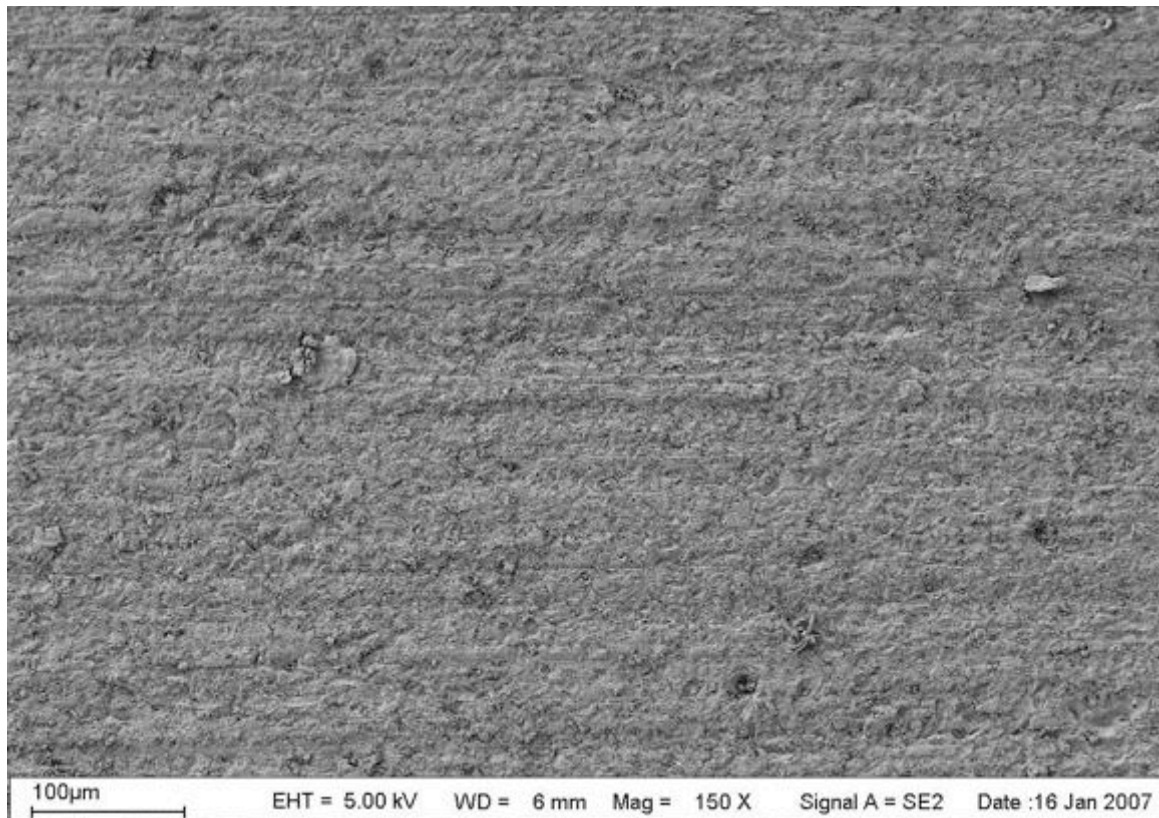
- [152] *Powell, J.M., Dickson, G.:* In-vitro wear–testing of restorative Materials. J Dent Res 54, 134 , Abstract # 356 (1975)
- [153] *Pröbster, L.:* Metallfreie Keramikbrücken–eine Standortbestimmung. Phillip J 10, 271-278 (1993)
- [154] *Ramp, M., Suzuki, S., Cox, C., Lacefield, W., Koth, D.:* Evaluation of wear: enamel opposing three ceramic materials and a gold alloy. J Prosthet Dent 77, 523 (1997)
- [155] *Ratlledge, D.K., Smith, S., Wilson, R.F.:* The effect of restorative materials on the wear of human enamel. J Dent Res 72, 194-203 (1993)
- [156] *Rawls, H.R., Mkwai-Tulloch, N.J., Casella, R., Cosgrove, R.:* The measurement of toothbrush wear. J Dent Res 68, 1781 (1989)
- [157] *Rice, S., Baily, W.-F., Pacelli, P., Blanck, W.-R.:* Influence of enamel stiffness on the sliding-wear of a composite restorative. J Dent Res 61, 493 (1982)
- [158] *Ritchard, A., Welsh, A.H., Donnelly, C.:* The association between occlusion and attrition. Aust Orthod J 12, 138-142 (1992)
- [159] *Robb, N.D., Smith, B.G.N.:* Prevalence of pathologic tooth wear in patients with chronic alcoholism. Br Dent J 169, 367-369 (1990)
- [160] *Robert Hutching:* Physics, published by Thomas Nelson and Sons Ltd, London (1992)
- [161] *Roberts, M.J., Söderholm, K.J.M.:* Comparison of three techniques for measuring wear of dental restorations. Acta Odontol Scand 47, 367 374 (1989)
- [162] *Roulet, J. F., Reich, T., Lutz, F.:* High precision occlusal mapping–a new method for measuring wear of posterior composites. J Dent Res 62, 220 Abstract # 457 (1983)
- [163] *Roulet, J.F.:* Degredation of dental polymers. Karger, Basel (1987)

- [164] *Roulet, J.F.*: Discussion paper: In vivo wear measurement of composite resin. In Vanherle, G. and Smith, D.C.: Posterior composite resin dental restorative materials. Szulc, 365 Holland (1985)
- [165] *Roulet, J.R., Mettler, P., Friedrich, U.*: Ein klinischer Vergleich dreier Composites mit Amalgam für Klasse-II-Füllungen unter besonderer Berücksichtigung der Abrasion. Resultate nach zwei Jahren. Schweiz Monatsschr Zahnheilkd 90, 18-30 (1980)
- [166] *Roulet, J.R., Mettler, P., Friedrich, U.*: Studie über die Abrasion von Composites im Seitenzahnbereich—Resultate nach 3 Jahren. Dtsch Zahnärztl Z 35, 493-497 (1980)
- [167] *Ruse, C., Sheikholeslam, A.*: Influence of experimental interfering occlusal contacts on the activity of the anterior temporal and masseter muscles during mastication. J Oral Rehabil 11, 325-333 (1984)
- [168] *Russ, J.C., Hare, T.M., Christensen, R.P. et al.*: SEM low magnification stereoscopic technique for mapping surface contours: Application to measurement of volume differences in human teeth due to polishing, J Microsc 144, 329-338 (1986)
- [169] *Ryge, G., Snyder, M.*: Evaluating the clinical quality of restorations. J Am Dent Assoc 87, 369 (1973)
- [170] *Salzmann, K., Mehl, A., Hickel, R.*: Evaluation of High Viscous GIC-Restoration in Class I and Class II Cavities after 6 Months—a Clinical Study. J Dent Res 78, 391 Abstract # 2282 (1999)
- [171] *Satou, N., Khan, A.M., Satou, K., Satou, J., Shintani, H., Wakasa, K., Yamaki, M.*: In vitro and in vivo wear profile of composite resins, J Oral Rehabil 19, 317 (1992)
- [172] *Satou, N., Yuuki, A., Satou, J., Kai, M., Shintani, H., Inoue, T.*: Wear test of composite restorative materials by a polishing machine, J Dent 5, 110-116 (1986)

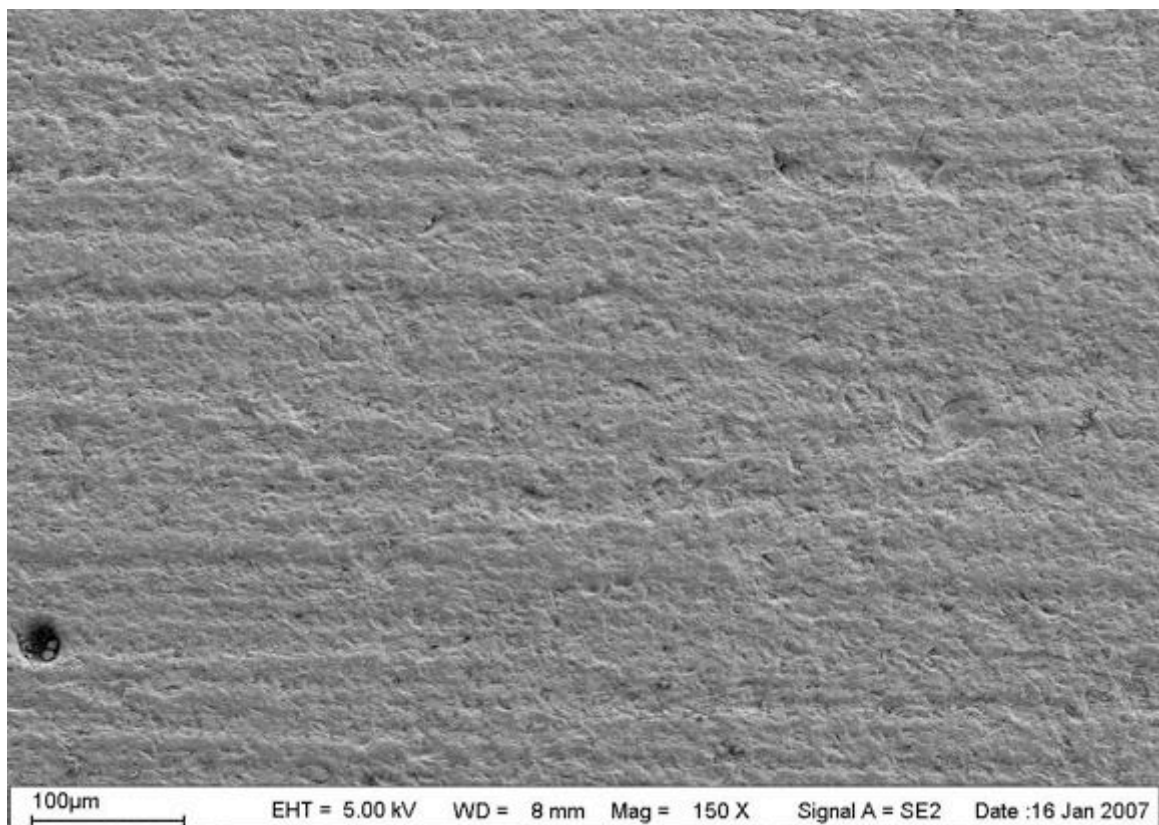
- [173] *Schnabel, C., Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.:* The influence of different abrasion media on three-body-wear of composites. J Dent Res 74, 90 Abstract # 625 (1995)
- [174] *Schumacher, G.H.:* Funktionelle Morphologie der Kaumuskulatur. VEB Gustav Fischer Verlag, Jena (1961)
- [175] *Seghi, R.R., Rosenstiel, S.F., Bauer, P.:* Abrasion of human enamel by different dental ceramics in vitro. J Dent Res 70, 221-225 (1991)
- [176] *Seitner, T.:* In-vitro Untersuchung über die Oberflächenstruktur keramischer Füllungswerkstoffe nach Bearbeitung mit unterschiedlichen Verfahren. Zahnmed. Diss., Marburg (1995)
- [177] *Sheikholeslam, A., Riise, C.:* Influence of experimental interfering occlusal contacts on the activity of the anterior temporal and masseter muscles during submaximal and maximal bite in the interocclusal position. J Oral Rehabil 10, 207-214 (1983)
- [178] *Smith, B.G.N., Knight, J.K.K.:* A comparison of patterns of tooth wear with aetiological factors. Br Dent J 157, 16-19 (1984)
- [179] *Smith, B.H. & McCabe, J.F.:* Three laboratory methods for evaluating wear of restorative material. Dent Res 60, 478-675 (1981)
- [180] *Soltesz, U., Klaiber, B., Pergande, Ch., Richter, H.:* Vergleichende Untersuchungen über das Abrasionsverhalten von Composit-Füllungsmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z 34, 406 (1979)
- [181] *Soltesz, U., Klaiber, B., Schlude, V.:* Bürstenabrasionen mit 27 handelsüblichen Kompositen und ihre Oberflächenveränderungen im Rasterelektronenmikroskop. Dtsch Zahnärztl Z 35, 502 (1980)
- [182] *Sponhoh, H., Dalisda, D.:* Zum Zusammenhang von Parafunktionen und chronischem Kopfschmerz. Dtsch Stomatol 41, 226-228 (1991)
- [183] *Sturdevant, J.R., Lundeen, T.F., Sluder, Jr., T.B.:* Three year study of two light cured posterior composite resins. Dent Mater 2, 263-268 (1986)

- [184] *Sulong, M.Z.A.M., Aziz, R.A.*: Wear of materials used in dentistry: A review of the literature. J Prosthet Dent 63, 342-349 (1990)
- [185] *Tappe, A., Kubisch, V., Schneider, S.*: Zur Abrasionsfestigkeit von Kunststoffzähnen—eine in-vitro-Untersuchung. Schweiz Monatsschr Zahnmed 102, 1467-1472 (1992)
- [186] *Taylor, D.F., Bayne, S.C., Sturdevant, J.R., Wilder, A.D.*: Comparison of direct and indirect methods for analysing wear of posterior composite restorations. Dent Mater 5, 157-160 (1989)
- [187] *Teaford, M.F., Tyllenda, C.A.*: A new approach to the study of tooth wear. J Dent Res 70, 204-207 (1991)
- [188] *Uhlig, H.*: Über die Kaukraft. Dtsch Zahnärztl Z 8, 30-45 (1953)
- [189] *Vrijhoef, M., Hendricks, F. Letzel, H.*: Loss of substance of dental composite restorations. Dent Mater 1, 101 (1985)
- [190] *Weber, H., Netuschil, L.*: Biokompatibilität und Plaquewachstum bei unterschiedlichen Restaurationsmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z 47, 278-281 (1992)
- [191] *Willems, G, Lambrechts, P., Braem, M., Vanherle, G.*: Three-year follow-up of five posterior composites: In-vivo wear. J Dent 21,74 (1993)
- [192] *Wohlwend, A.*: Verfahren und Ofen zur Herstellung von Zahnersatzteilen. Anmelder: Etablissement Dentaire Ivoclar (Europäische Patentanmeldung 0 231 773) (1987)
- [193] *Wustrow, P.*: Prinzipielle Betrachtung zur Bedeutung der physikalischen Grundlagen für die Prothetik. Stomat Z 21, 299-305 (1923)

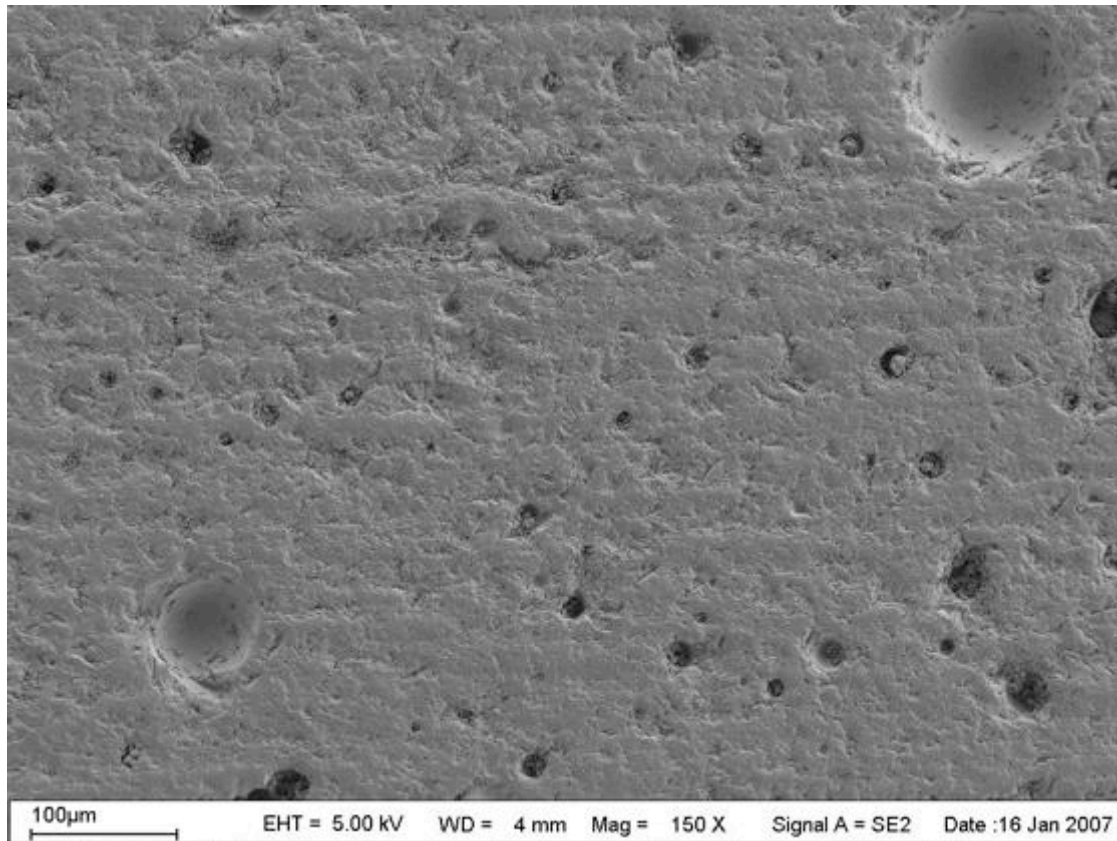
9 Bilderteil



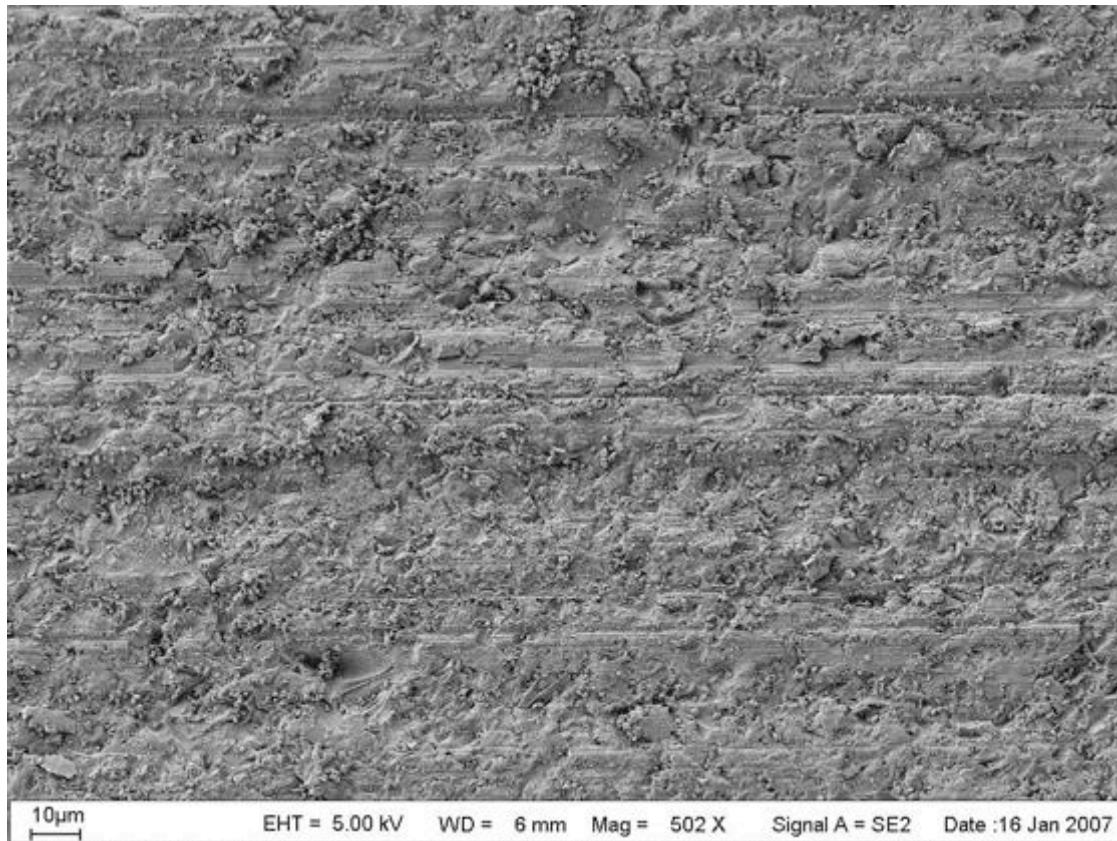
Kammer 1, VITA OMEGA 900, Baseline, 150-fache Vergrößerung



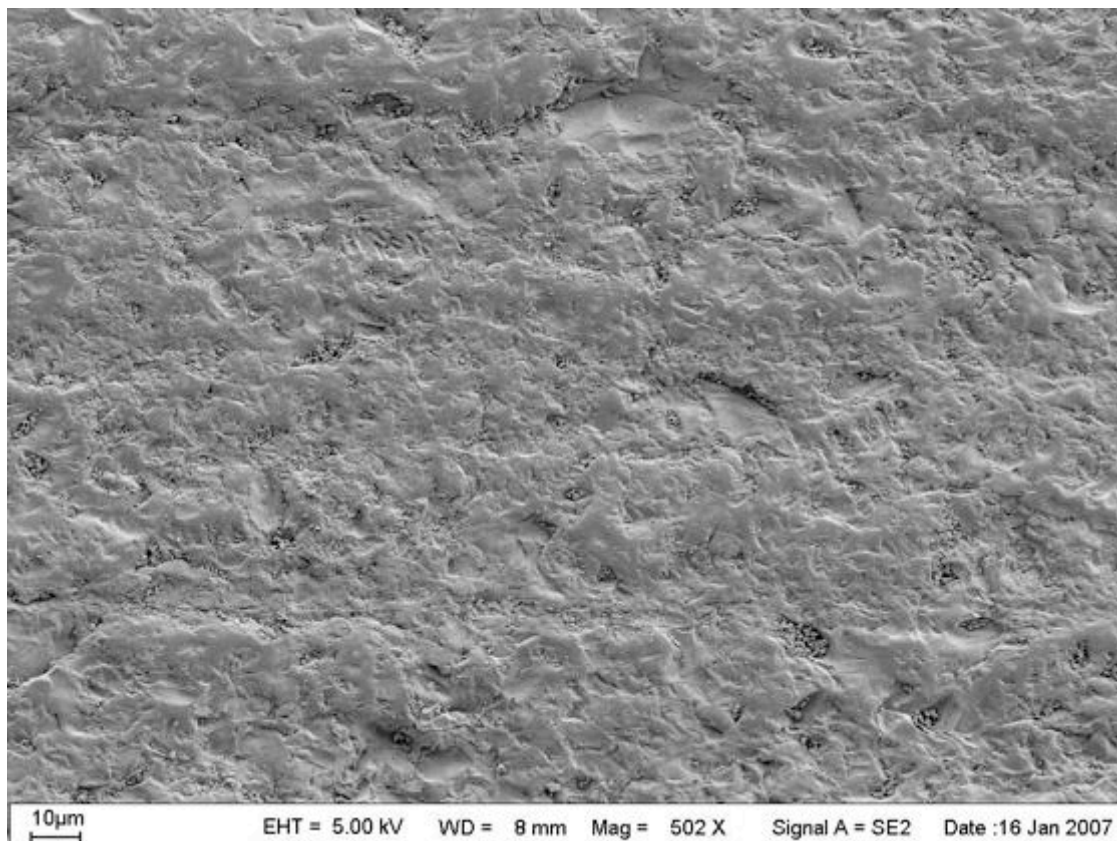
Kammer 1, VITA OMEGA 900, 200.000 Zyklen, 150-fache Vergrößerung



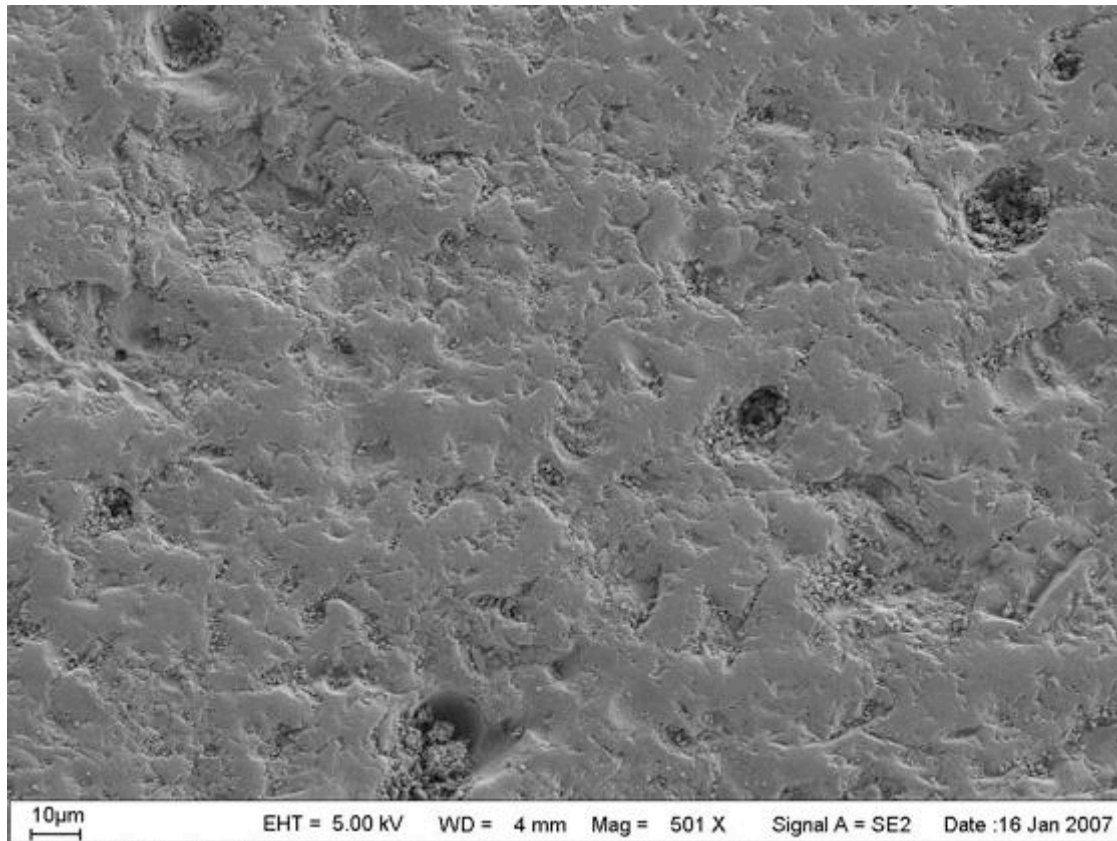
Kammer 1, VITA OMEGA 900, 400.000 Zyklen, 150-fache Vergrößerung



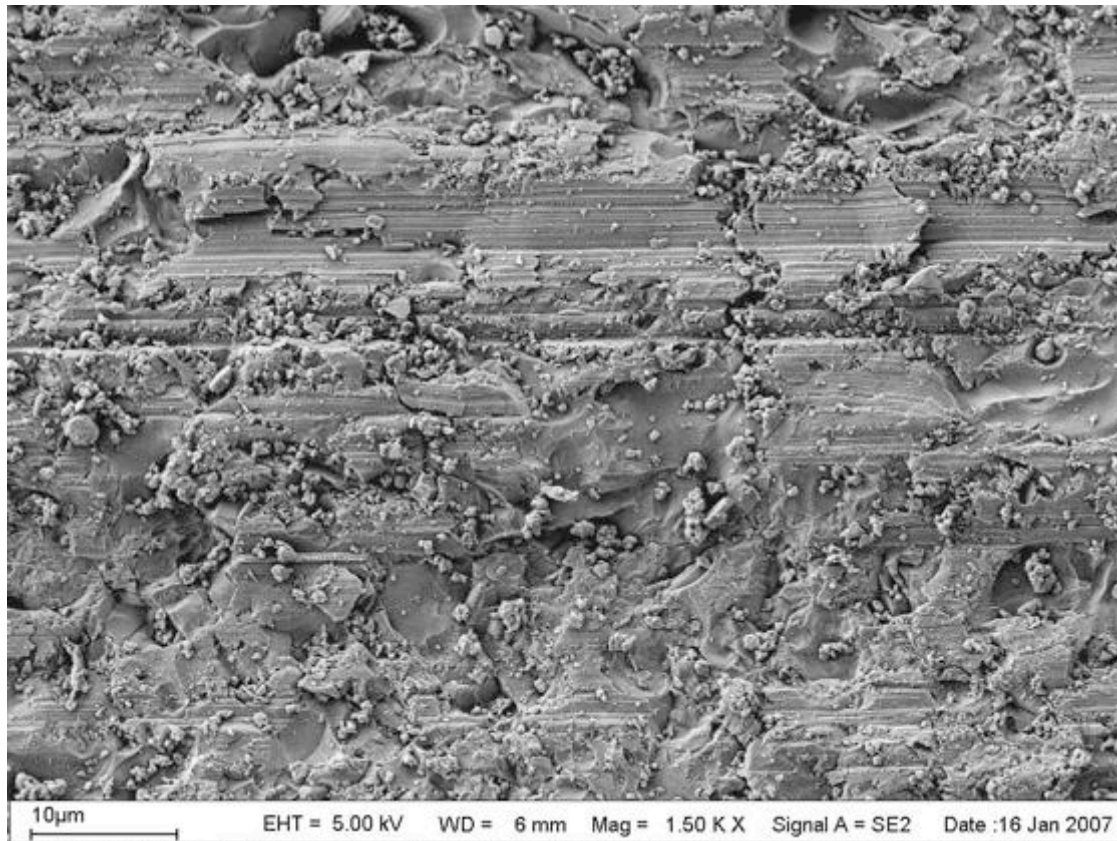
Kammer 1, VITA OMEGA 900, Baseline, 500-fache Vergrößerung



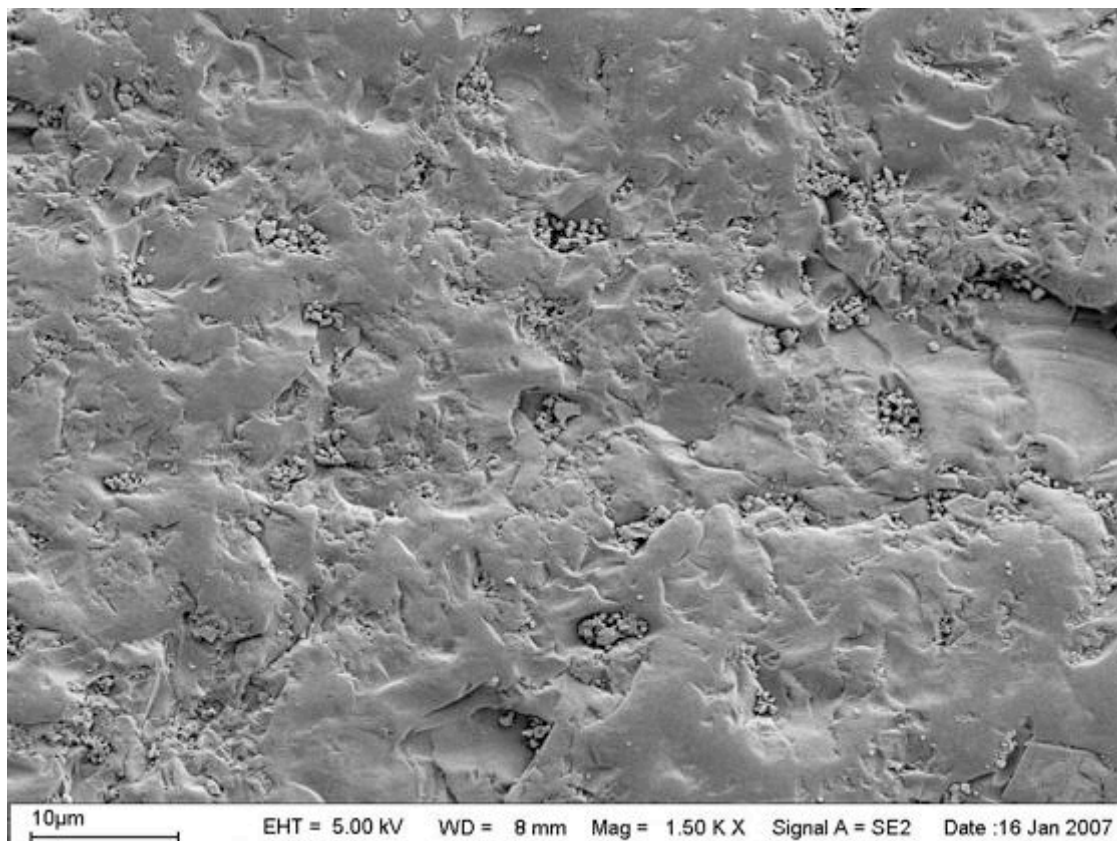
Kammer 1, VITA OMEGA 900, 200.000 Zyklen, 500-fache Vergrößerung



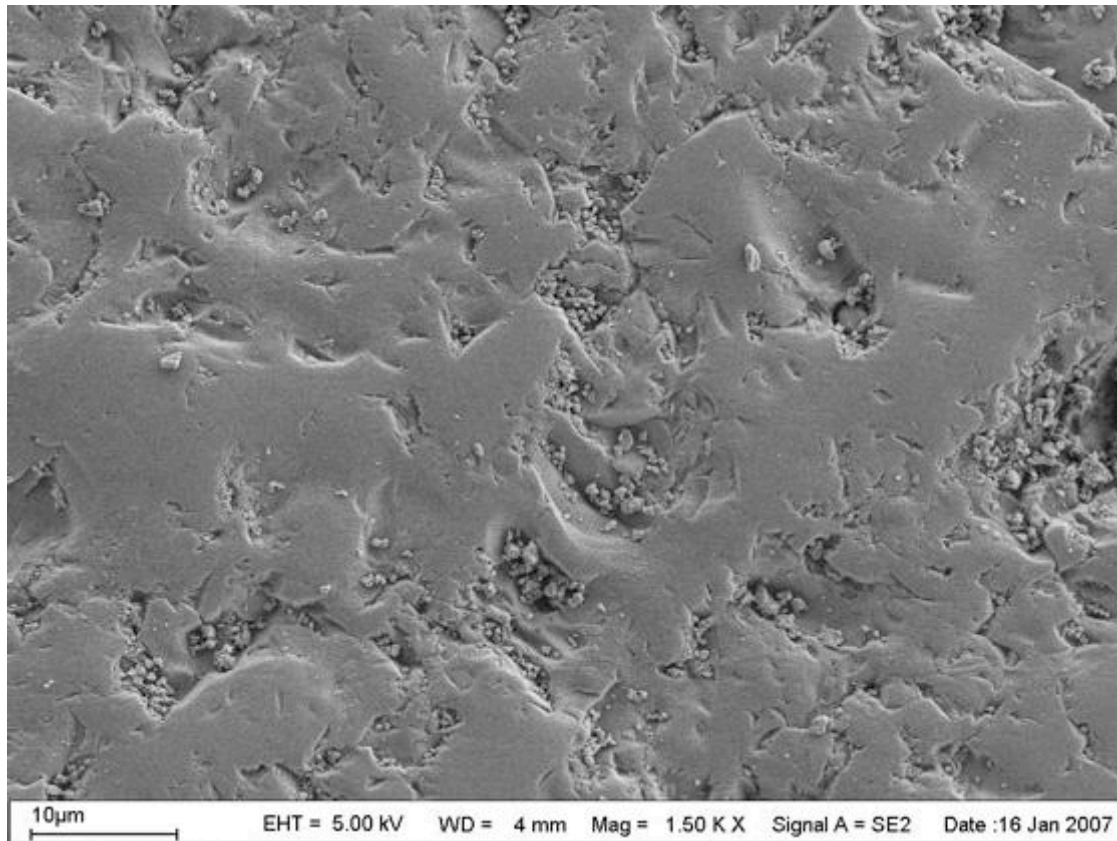
Kammer 1, VITA OMEGA 900, 400.000 Zyklen, 500-fache Vergrößerung



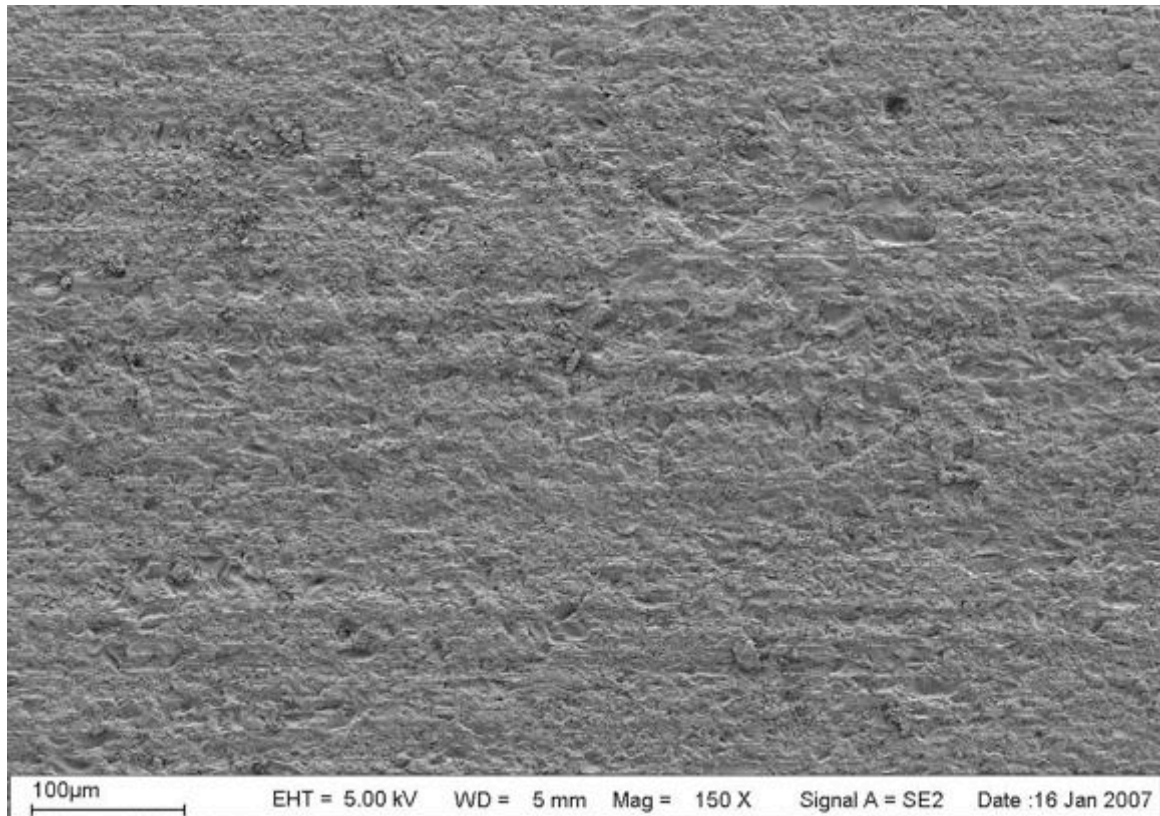
Kammer 1, VITA OMEGA 900, Baseline, 1500-fache Vergrößerung



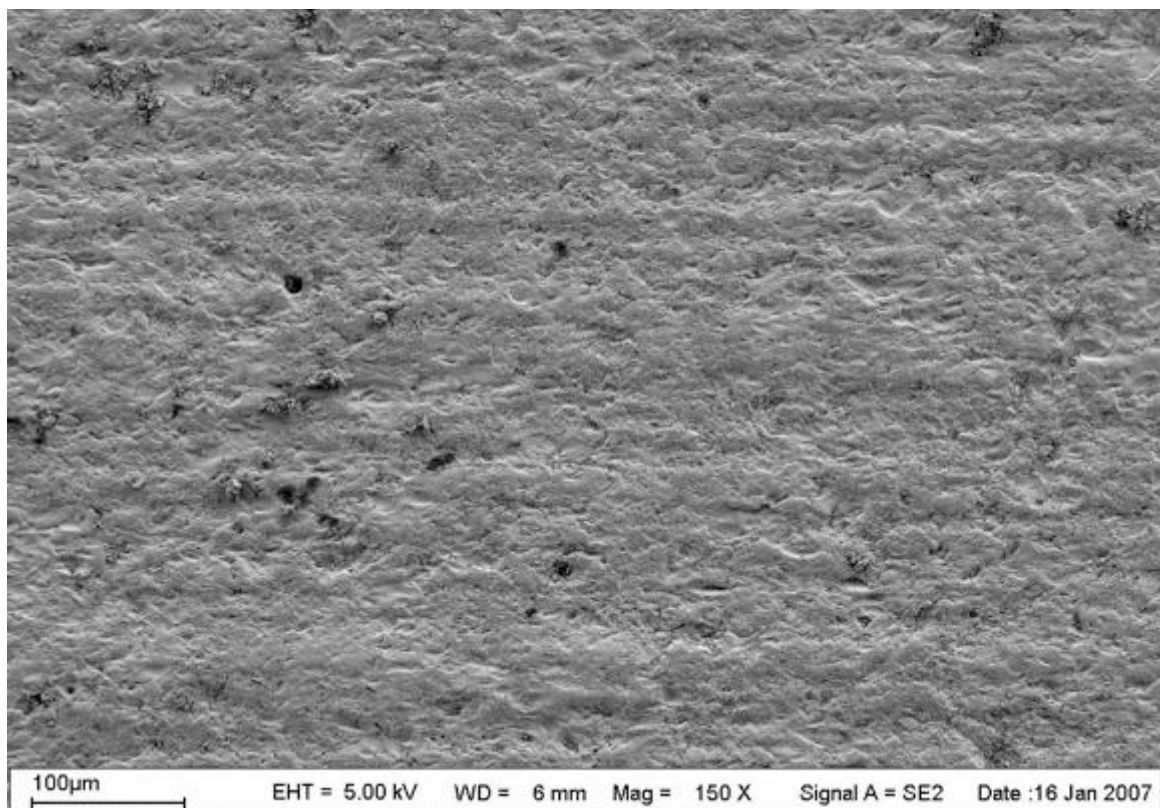
Kammer 1, VITA OMEGA 900, 200.000 Zyklen, 1500-fache Vergrößerung



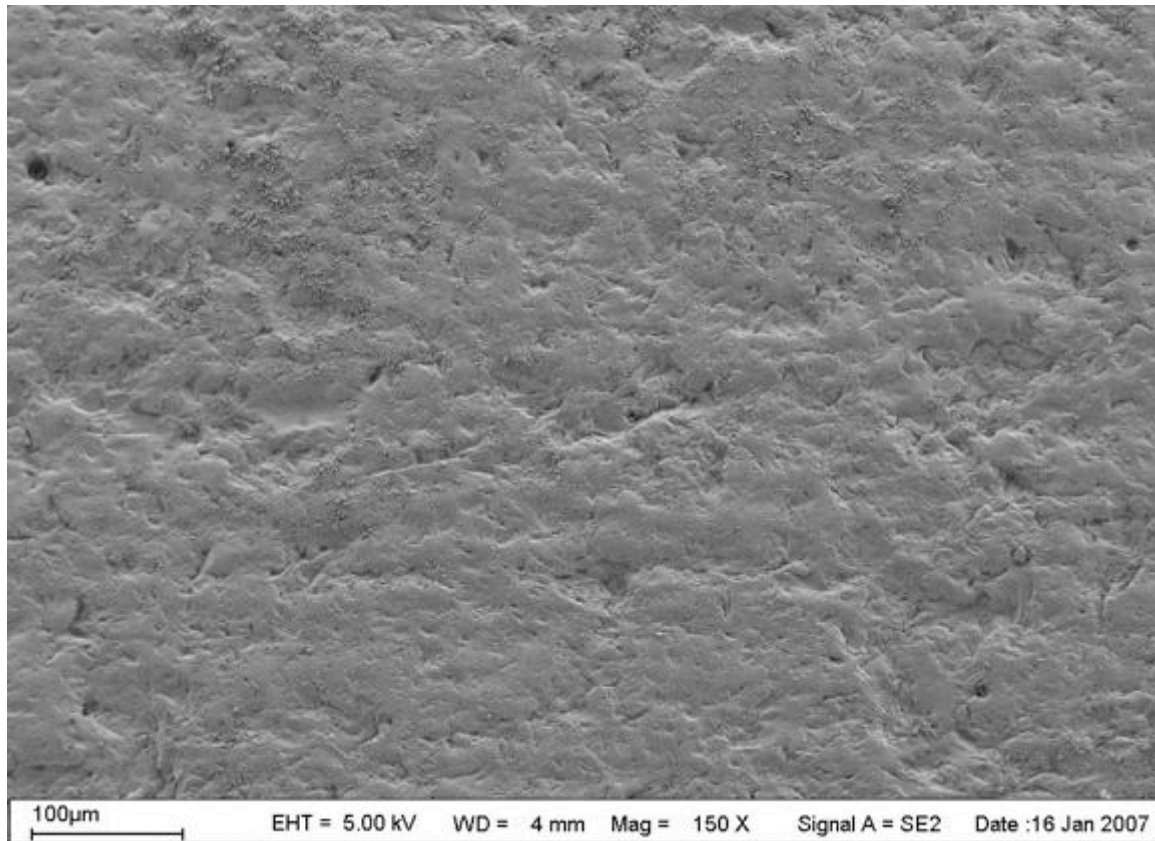
Kammer 1, VITA OMEGA 900, 400.000 Zyklen, 1500-fache Vergrößerung



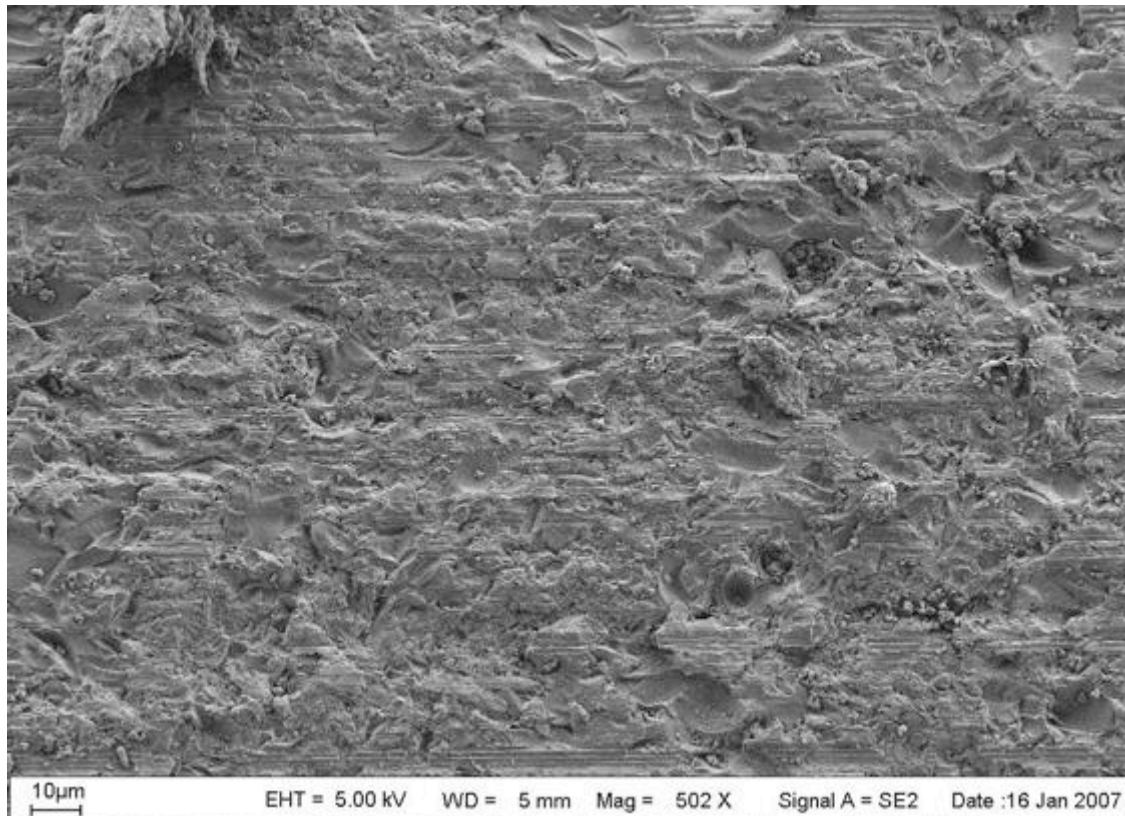
Kammer 2, CeHa WHITE CLASSIC Schmelzmasse, Baseline Zyklen, 150-fache Vergrößerung



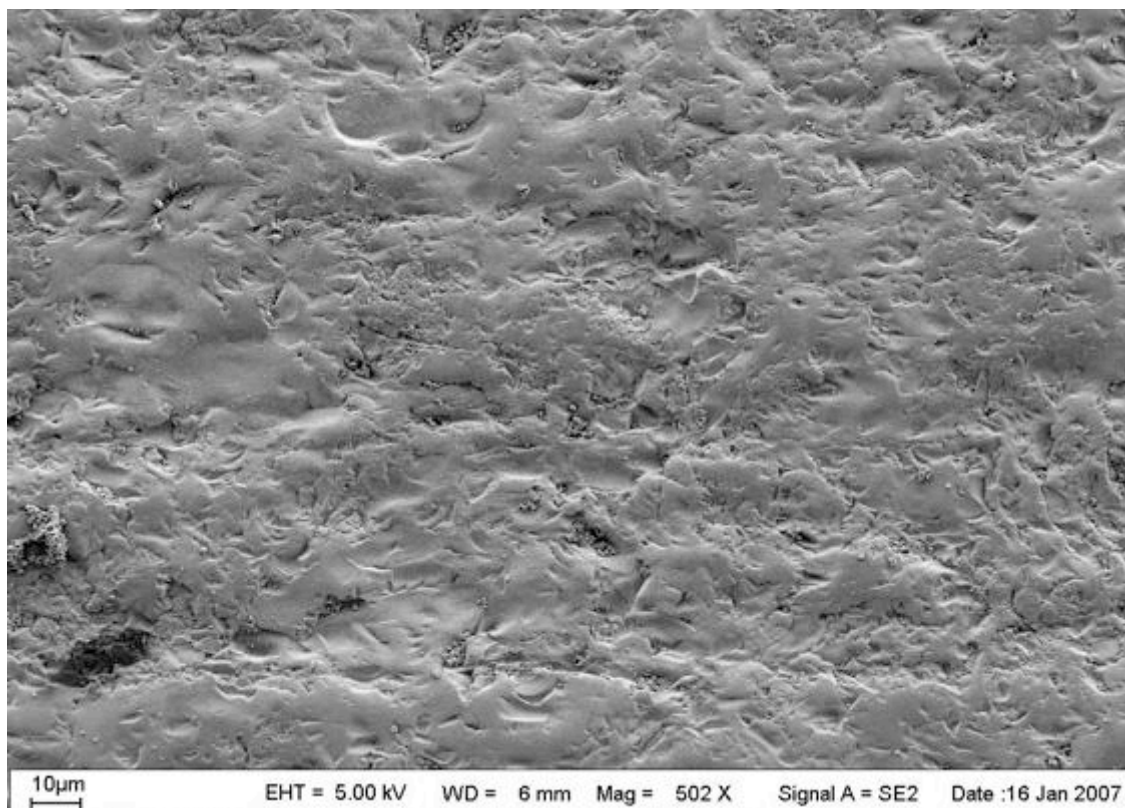
Kammer 2, CeHa WHITE CLASSIC Schmelzmasse, 200.000 Zyklen, 150-fache Vergrößerung



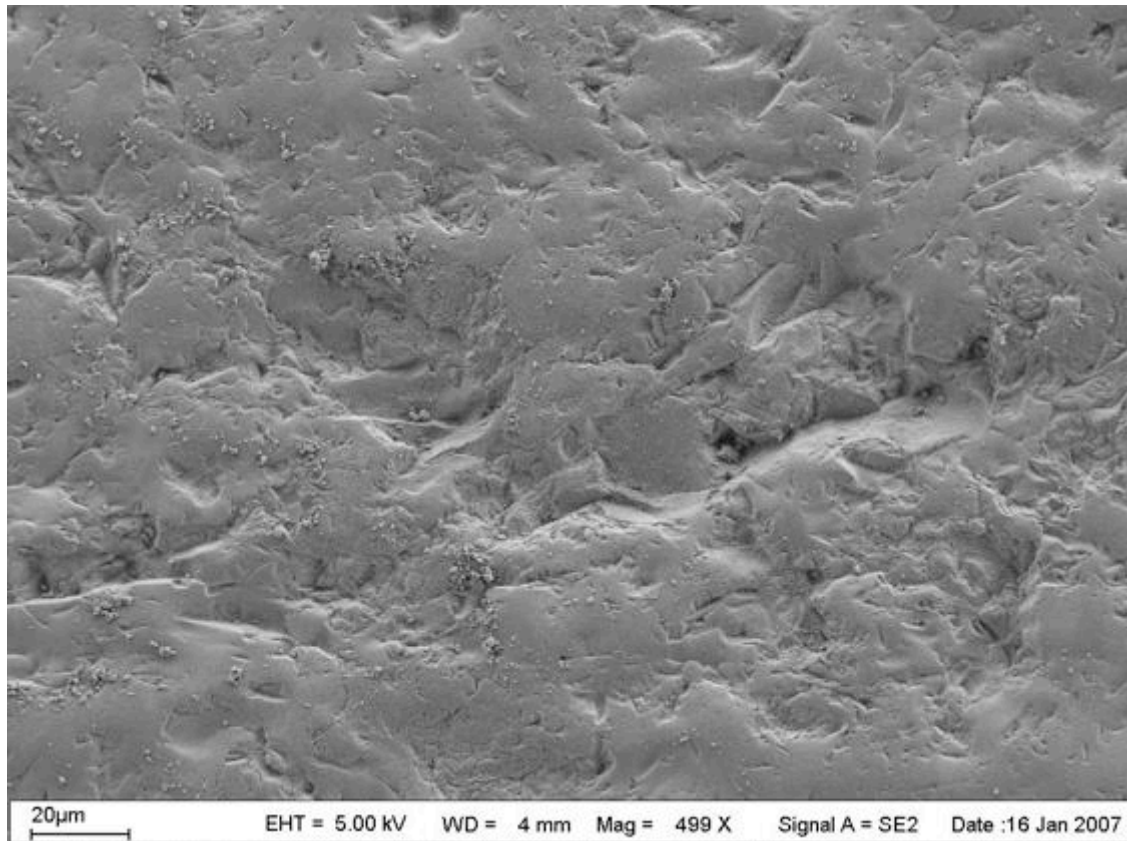
Kammer 2, CeHa WHITE CLASSIC Schmelzmasse, 400.000 Zyklen, 150-fache Vergrößerung



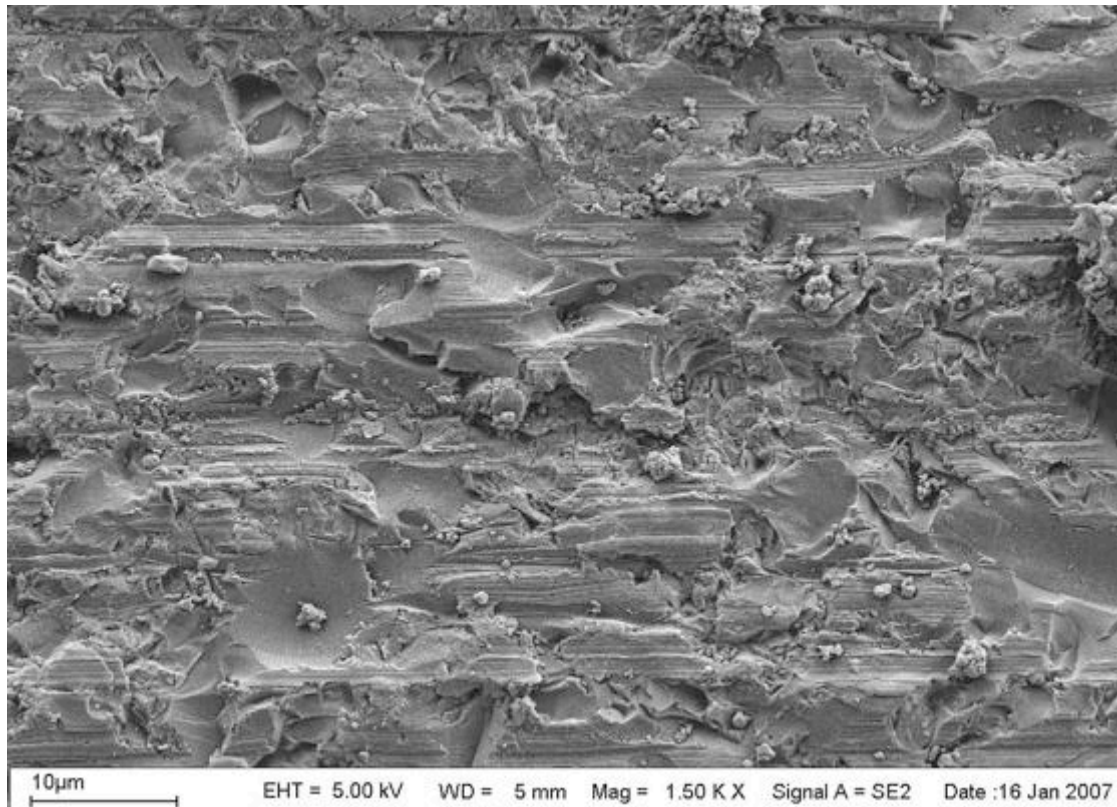
Kammer 2, CeHa WHITE CLASSIC Schmelzmasse, Baseline, 500-fache Vergrößerung



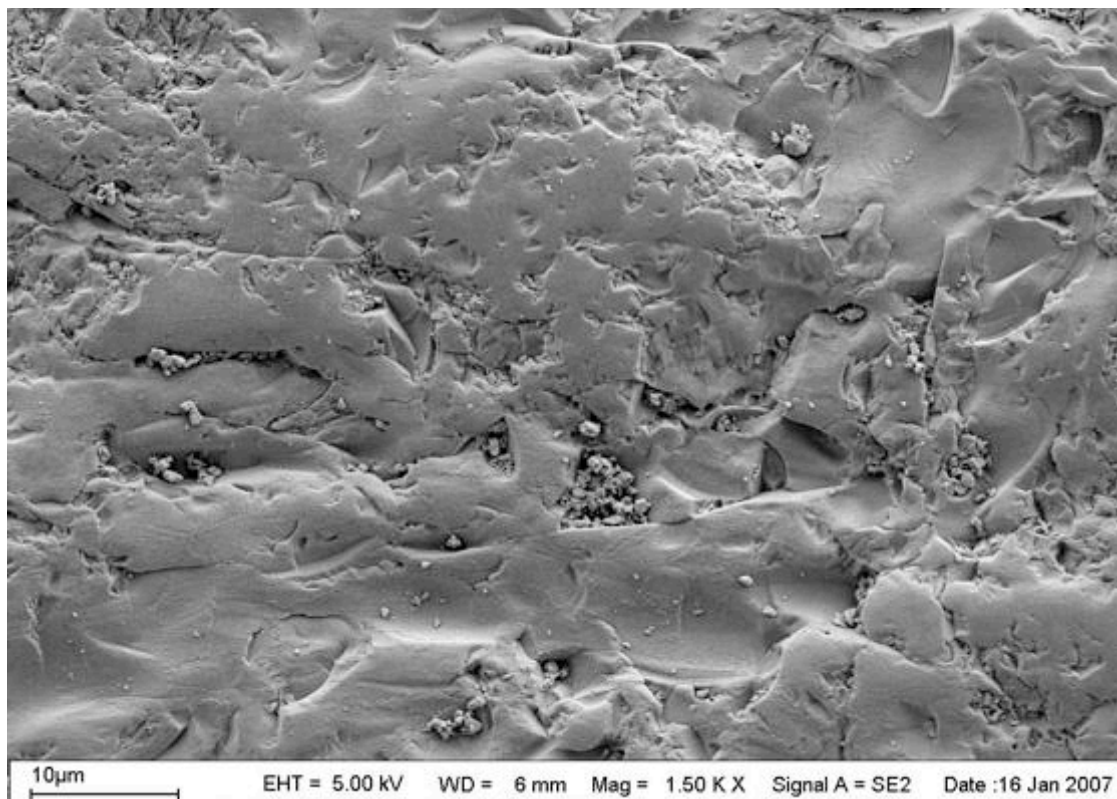
Kammer 2, CeHa WHITE CLASSIC Schmelzmasse, 200.000 Zyklen, 500-fache Vergrößerung



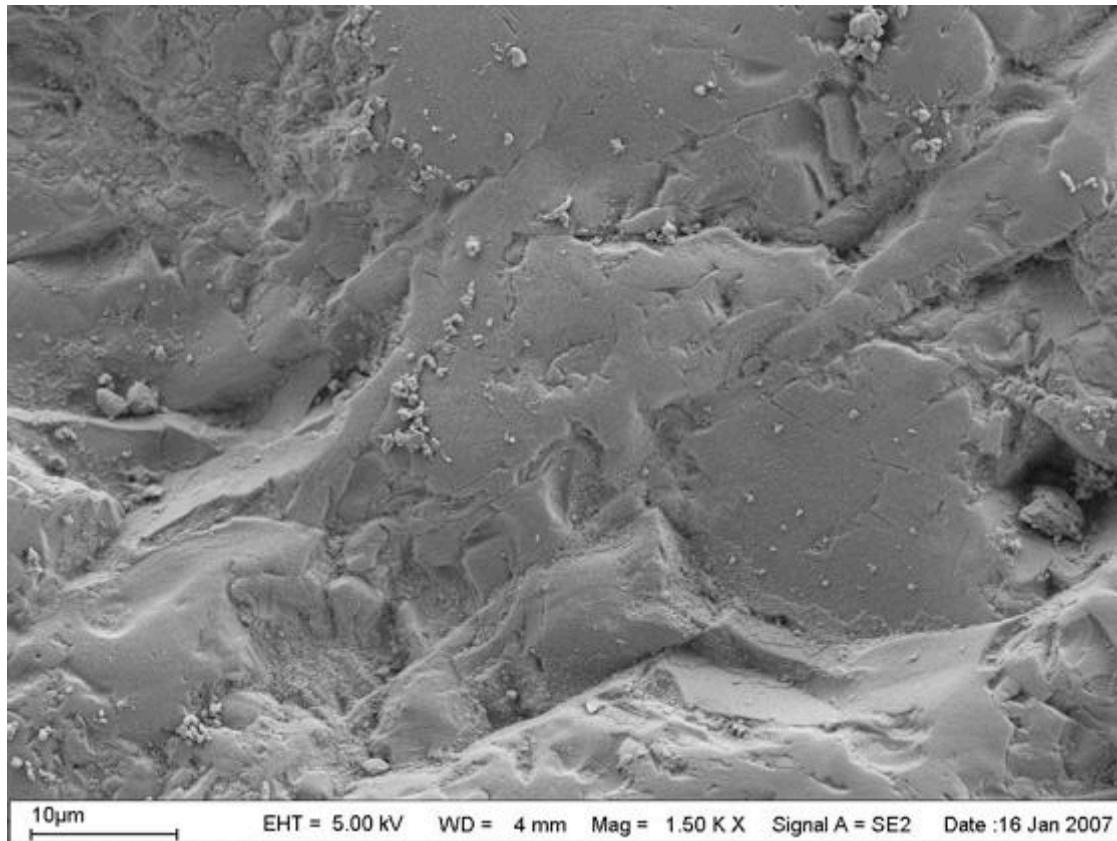
Kammer 2, CeHa WHITE CLASSIC Schmelzmasse, 400.000 Zyklen, 500-fache Vergrößerung



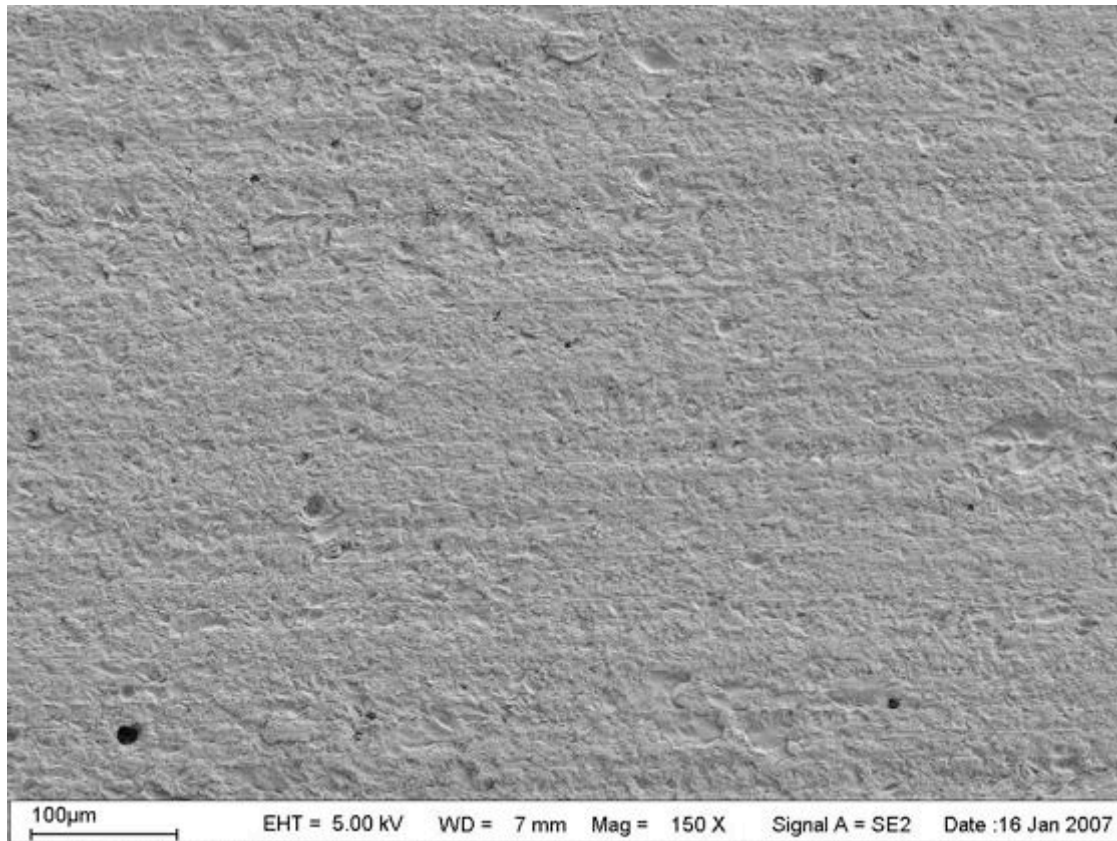
Kammer 2, CeHa WHITE CLASSIC Schmelzmasse, Baseline, 1500-fache Vergrößerung



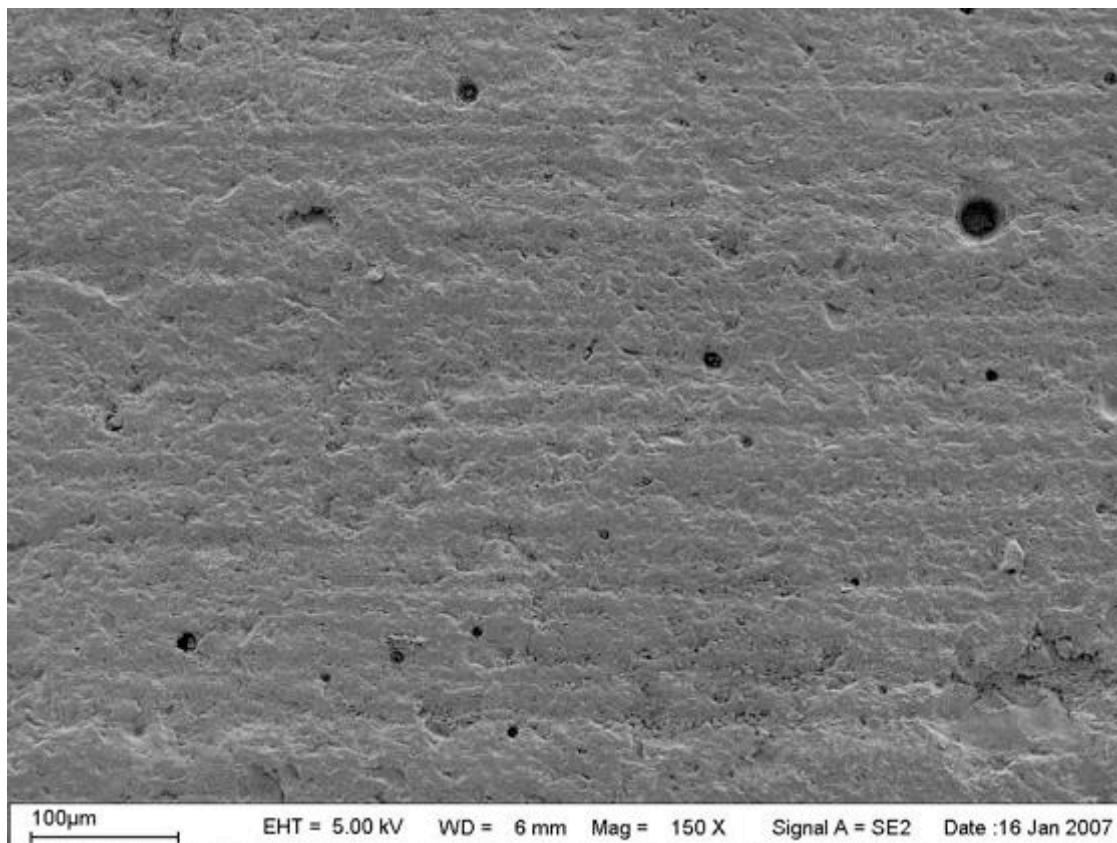
Kammer 2, CeHa WHITE CLASSIC Schmelzmasse, 200.000 Zyklen, 1500-fache Vergrößerung



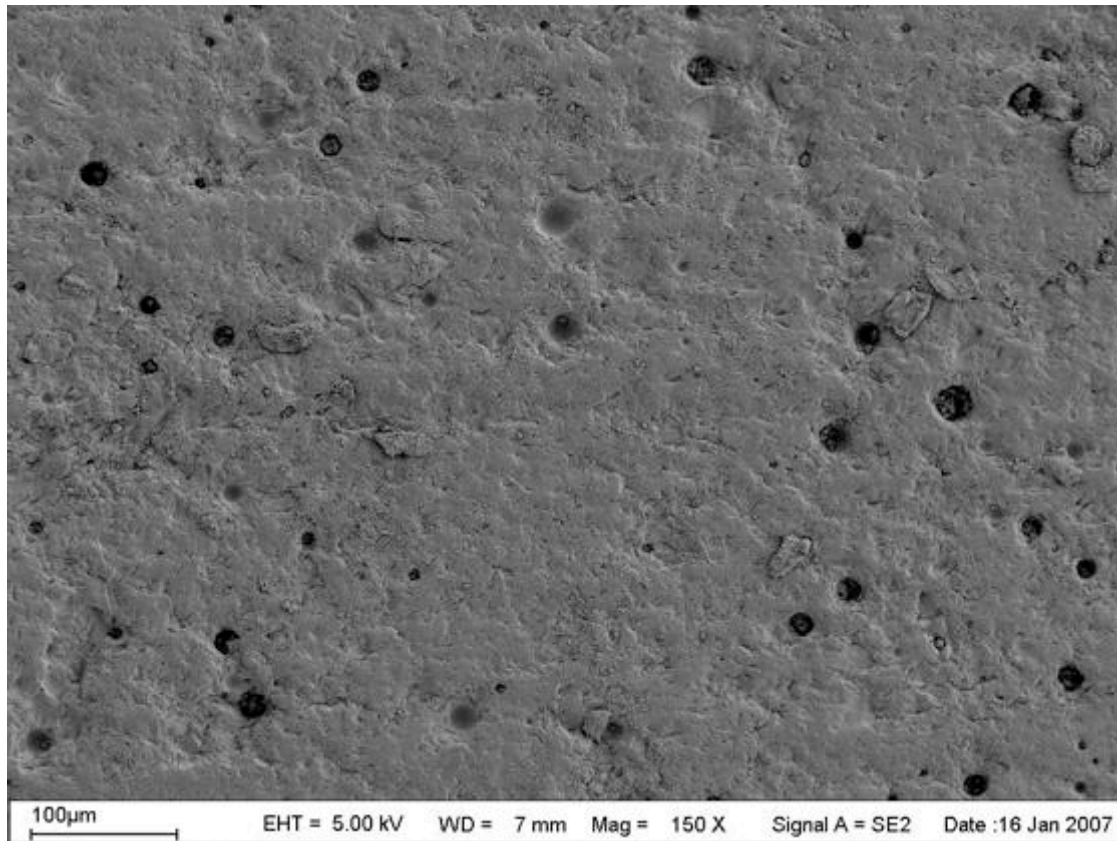
Kammer 2, CeHa WHITE CLASSIC Schmelzmasse, 400.000 Zyklen, 1500-fache Vergrößerung



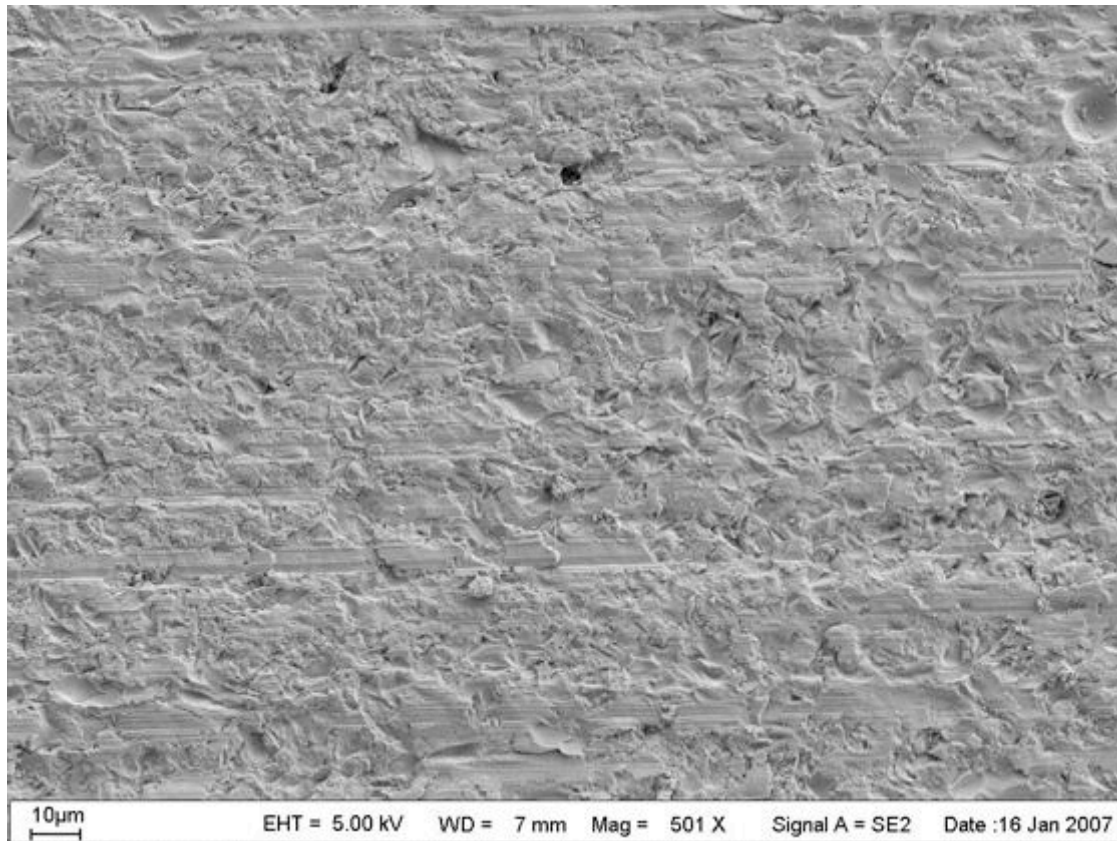
Kammer 3, IMAGINE REFLEX, Baseline, 150-fache Vergrößerung



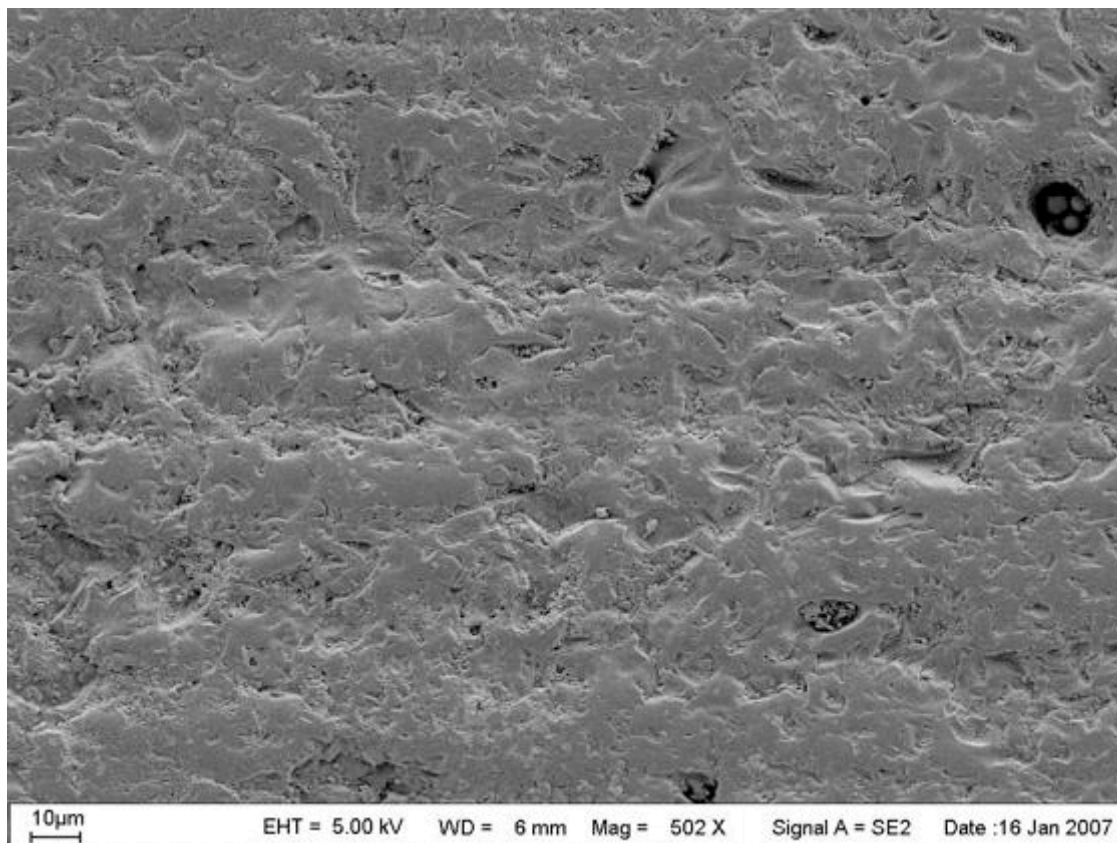
Kammer 3, IMAGINE REFLEX, 200.000 Zyklen, 150-fache Vergrößerung



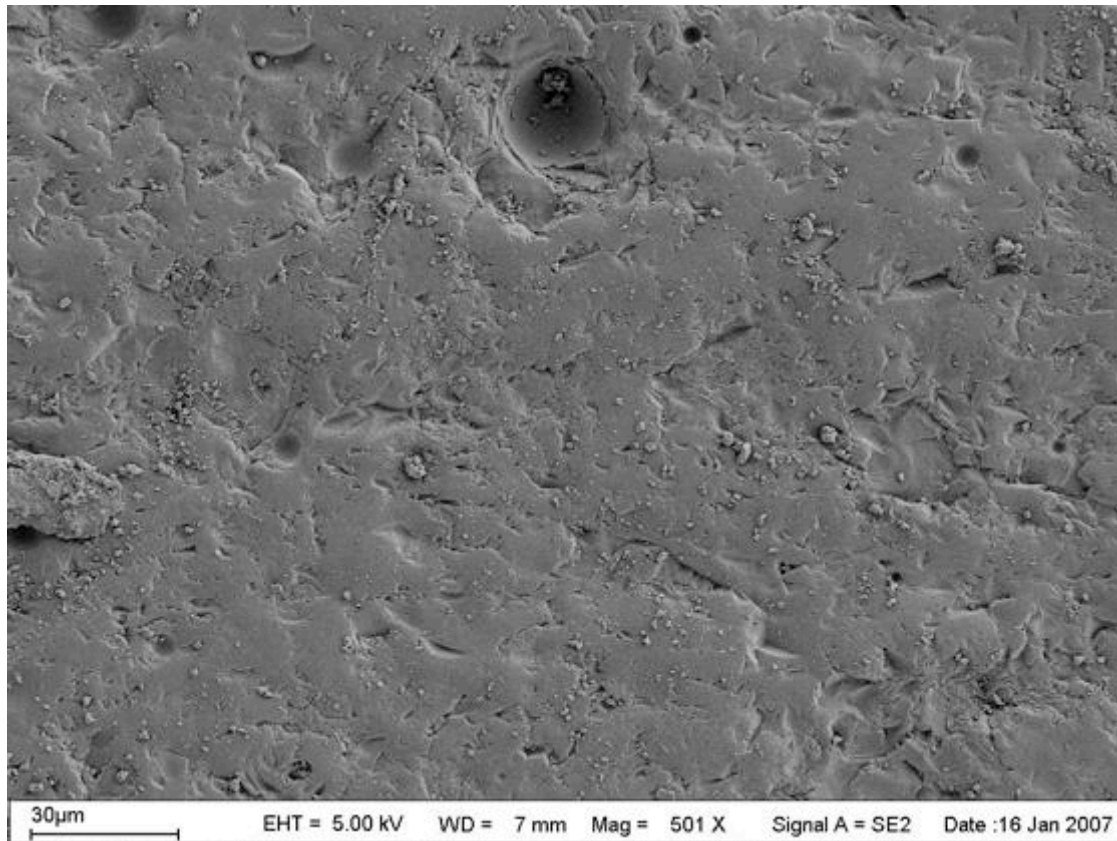
Kammer 3, IMAGINE REFLEX, 400.000 Zyklen, 150-fache Vergrößerung



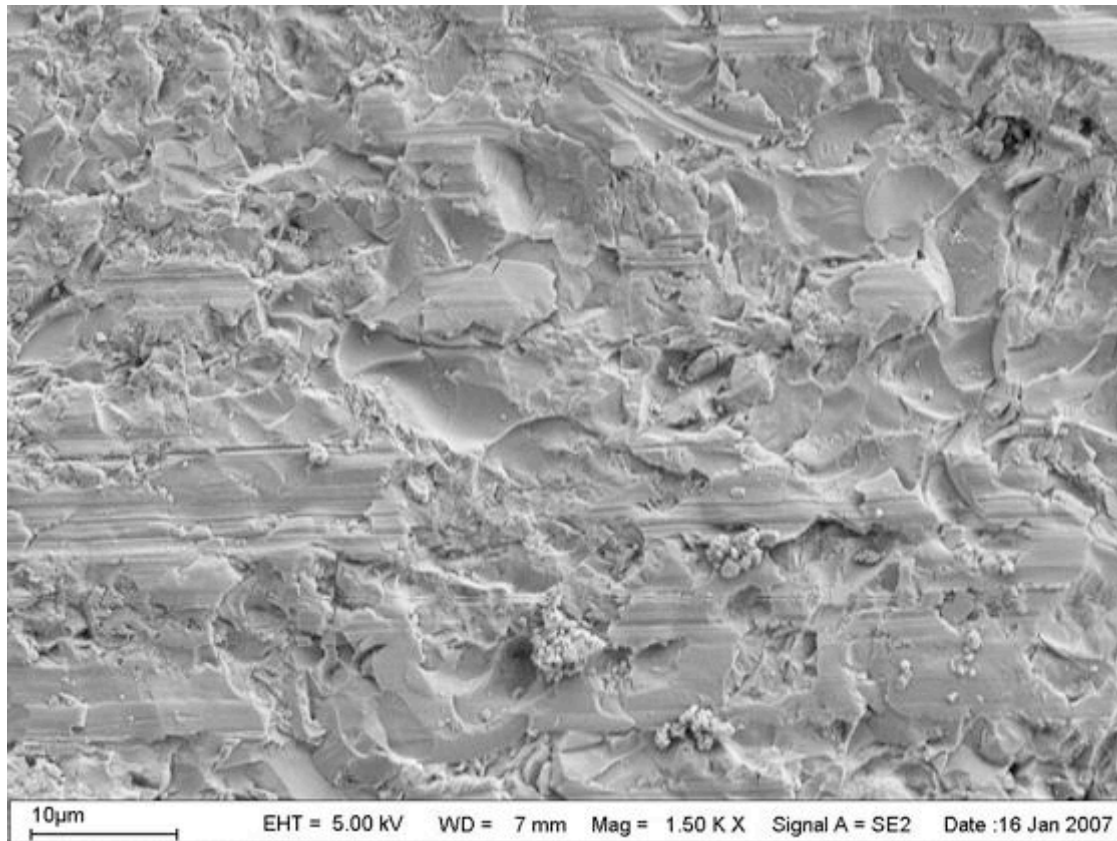
Kammer 3, IMAGINE REFLEX, Baseline, 500-fache Vergrößerung



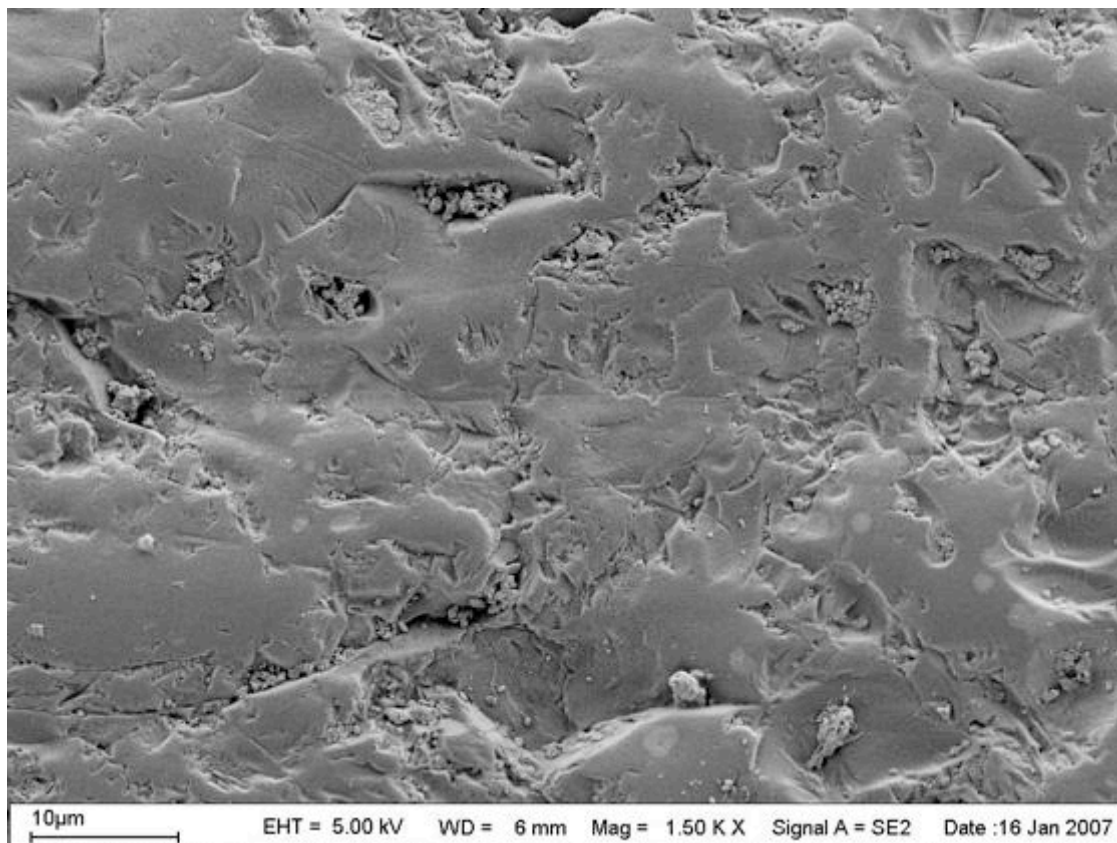
Kammer 3, IMAGINE REFLEX, 200.000 Zyklen, 500-fache Vergrößerung



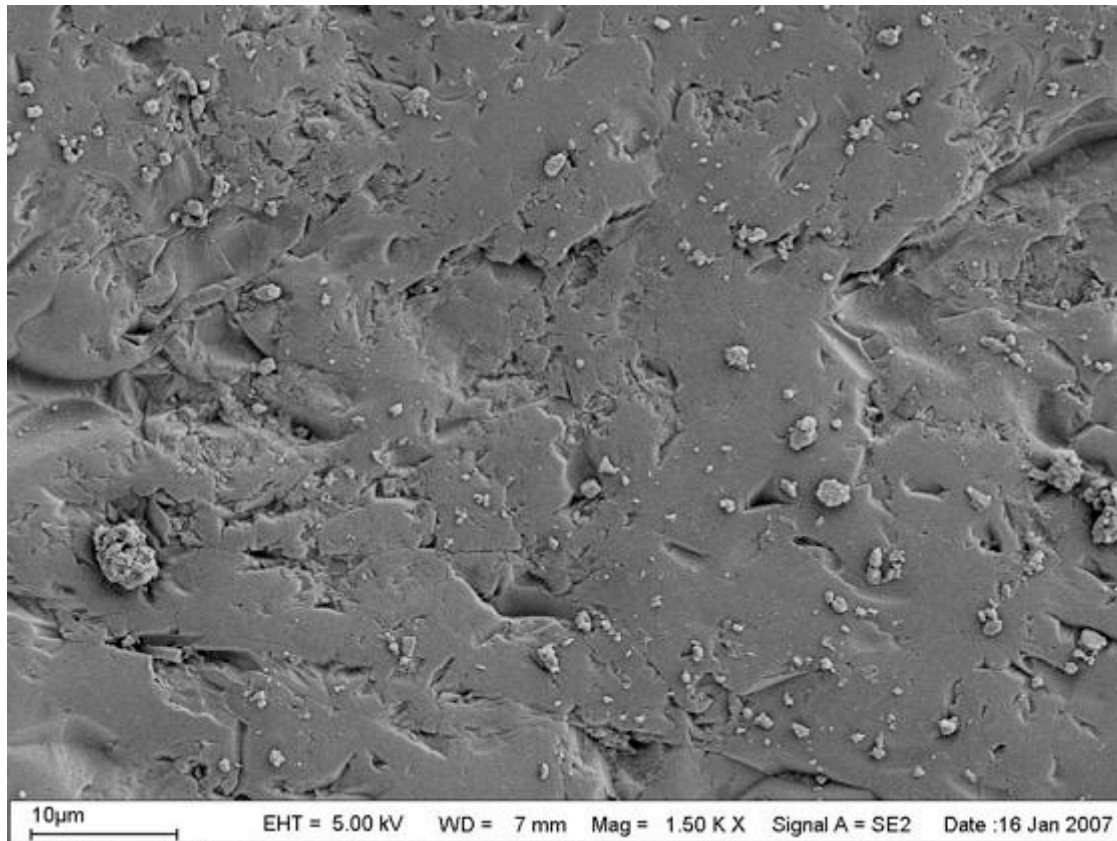
Kammer 3, IMAGINE REFLEX, 400.000 Zyklen, 500-fache Vergrößerung



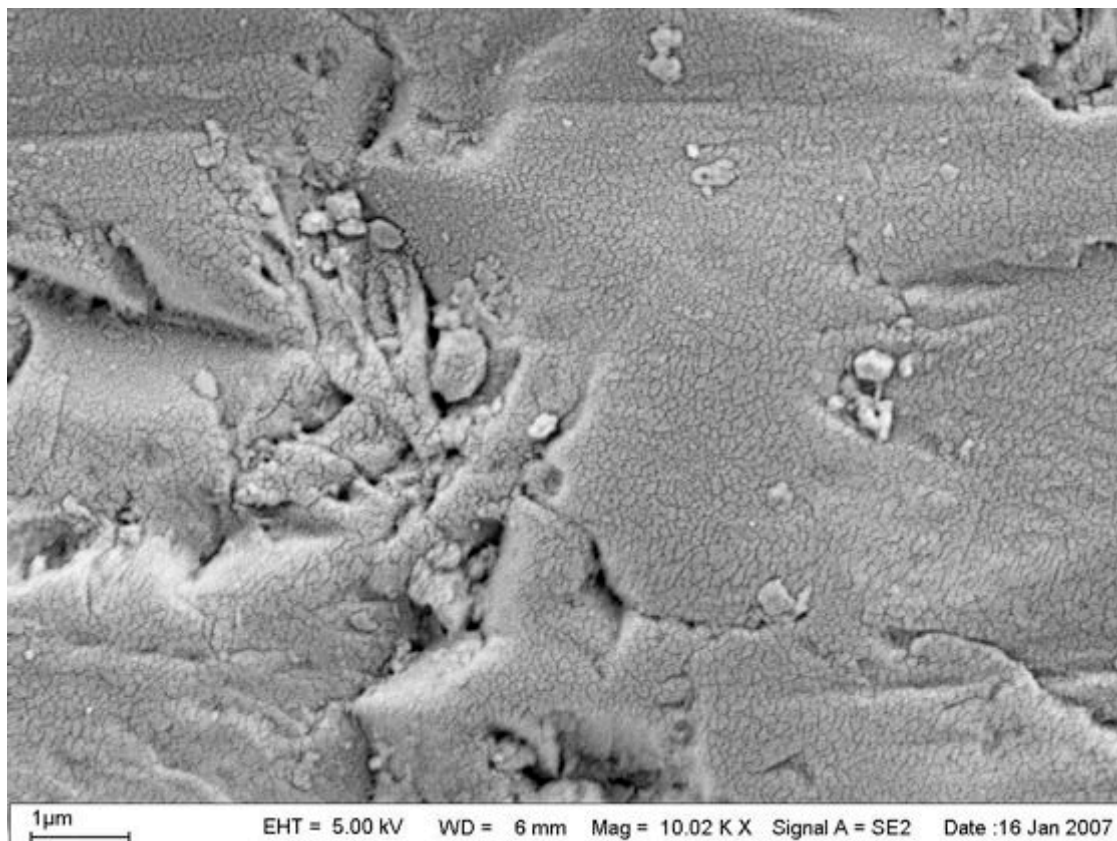
Kammer 3, IMAGINE REFLEX, Baseline, 1500-fache Vergrößerung



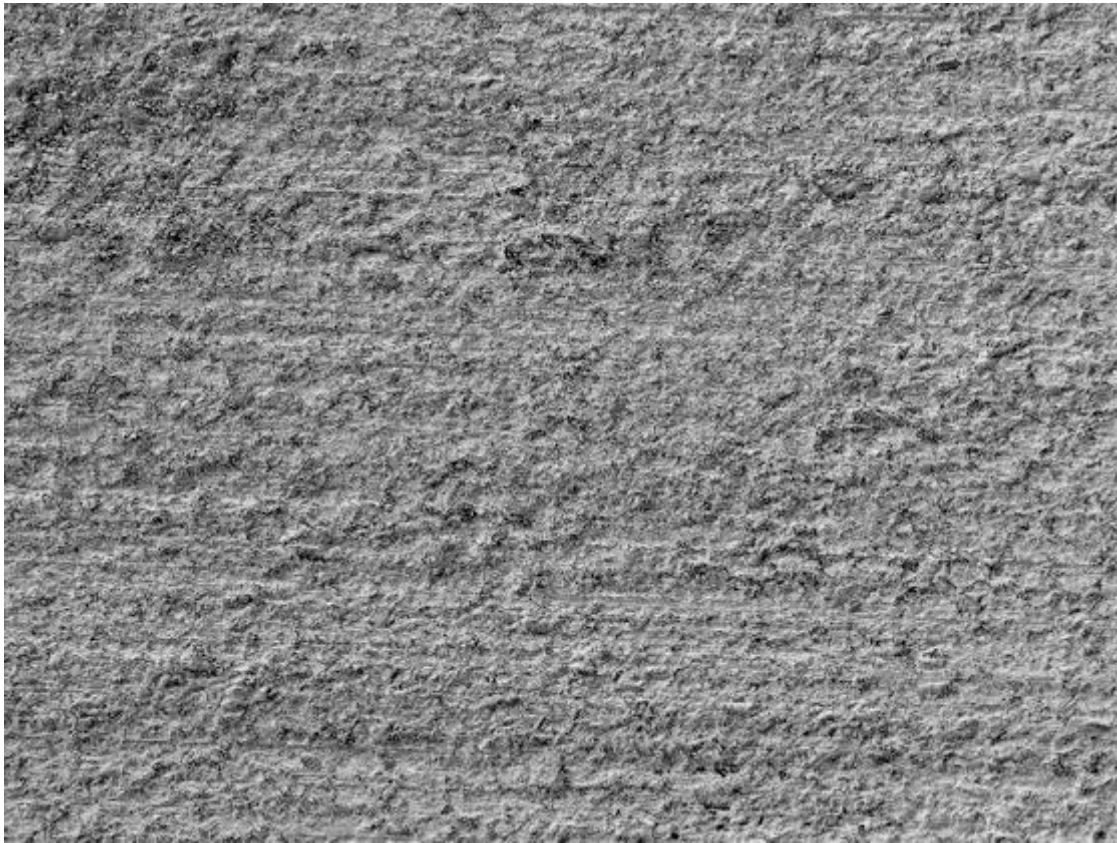
Kammer 3, IMAGINE REFLEX, 200.000 Zyklen, 1500-fache Vergrößerung



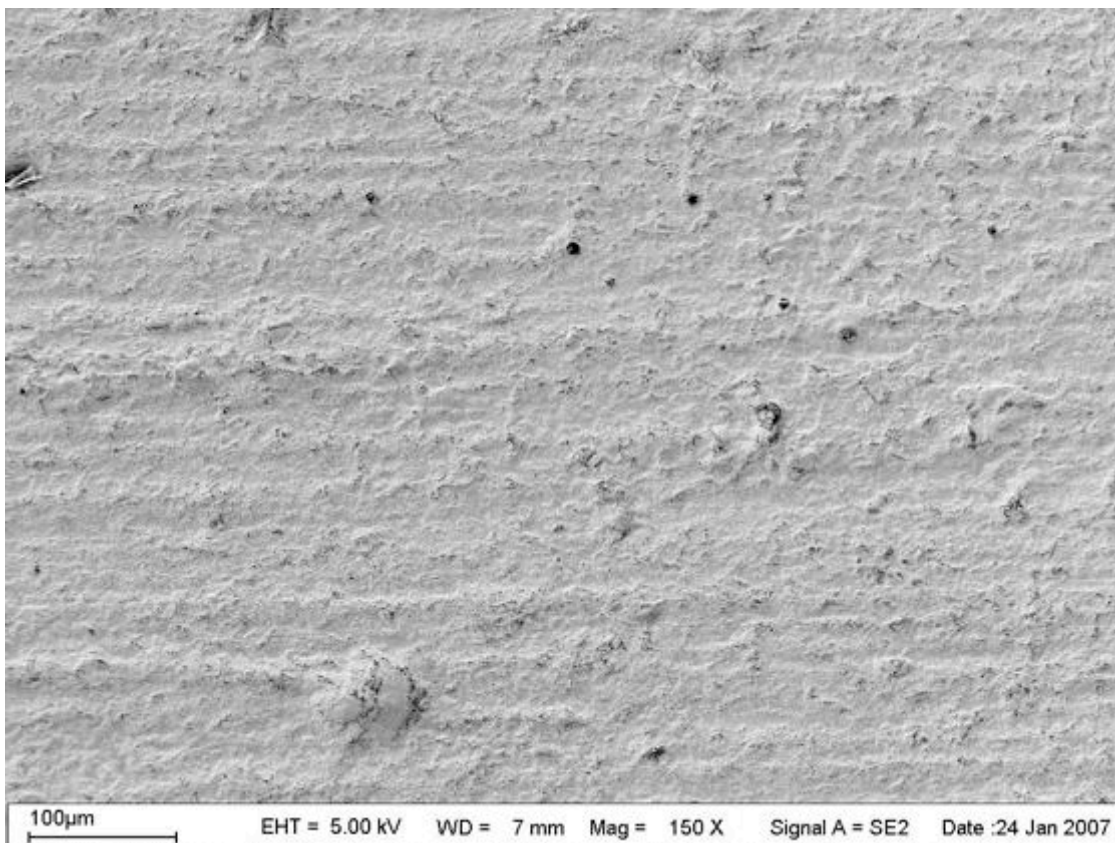
Kammer 3, IMAGINE REFLEX, 400.000 Zyklen, 1500–fache Vergrößerung



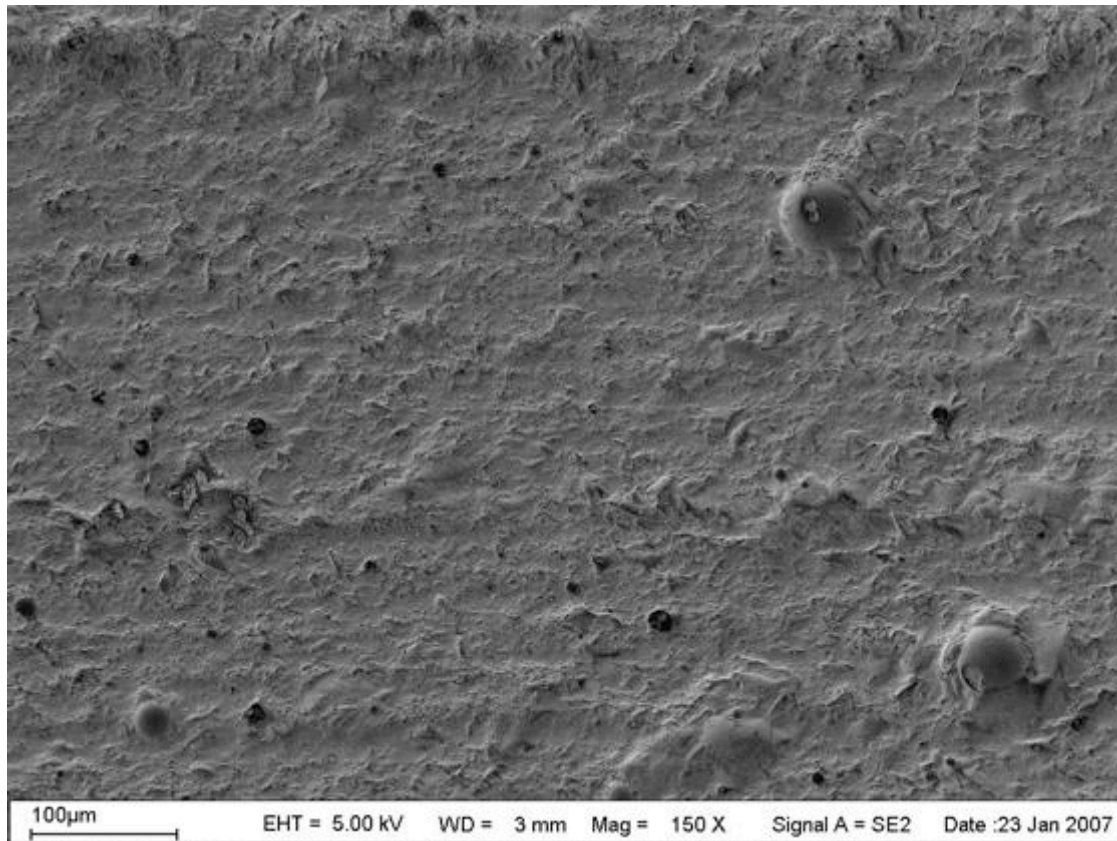
Kammer 3, IMAGINE REFLEX, 200.000 Zyklen, 10000–fache Vergrößerung



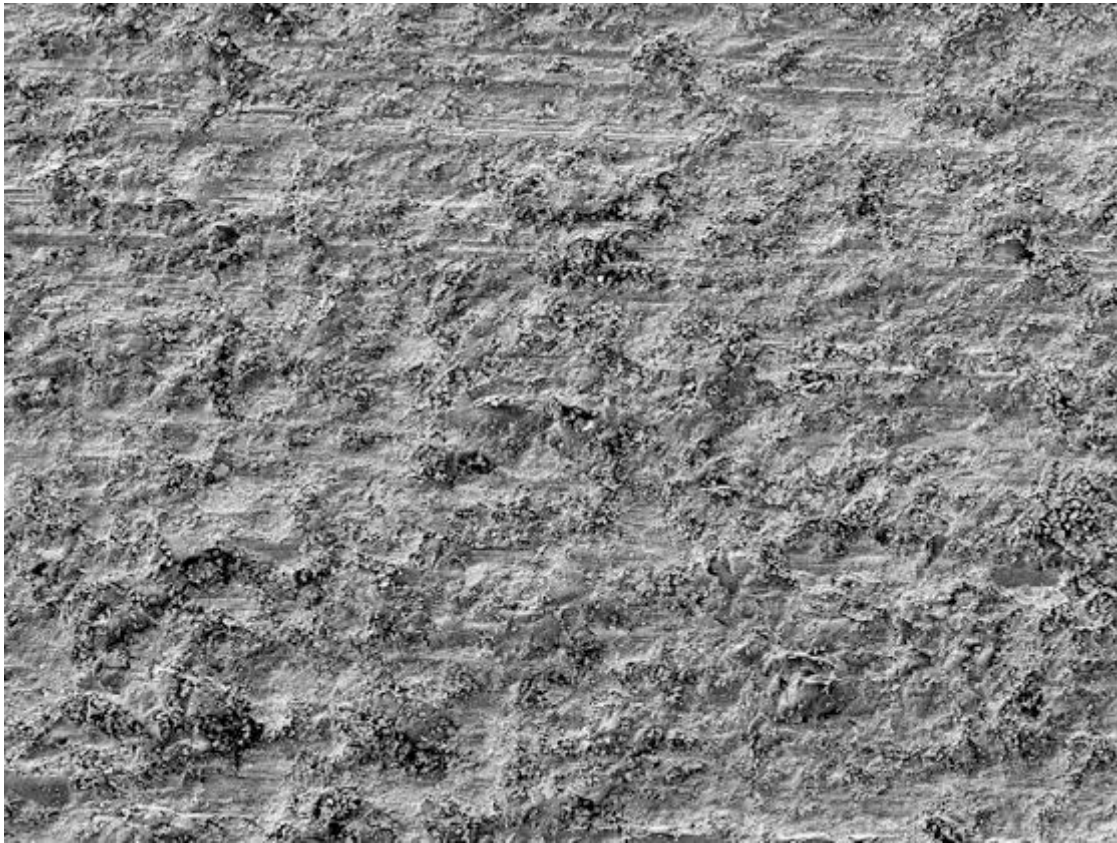
Kammer 4, ducera gold, Baseline, 150-fache Vergrößerung



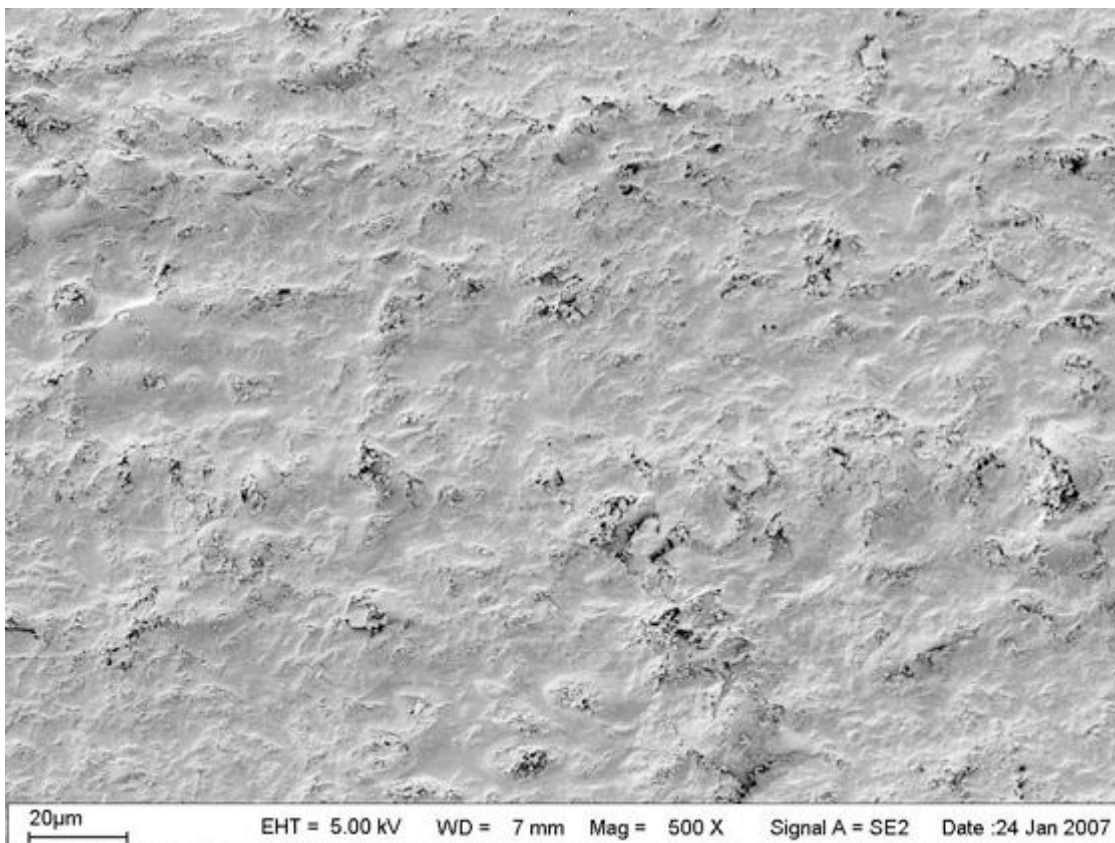
Kammer 4, ducera gold, 200.000 Zyklen, 150-fache Vergrößerung



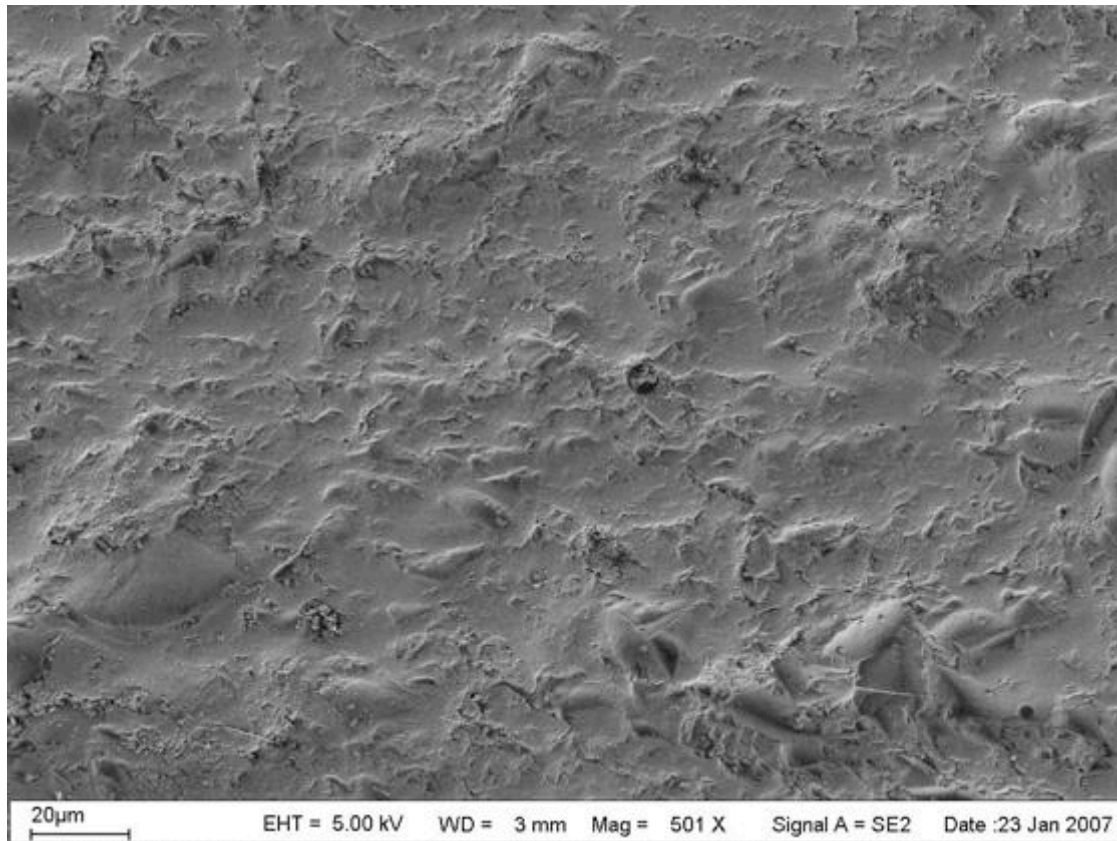
Kammer 4, ducera gold, 400.000 Zyklen, 150-fache Vergrößerung



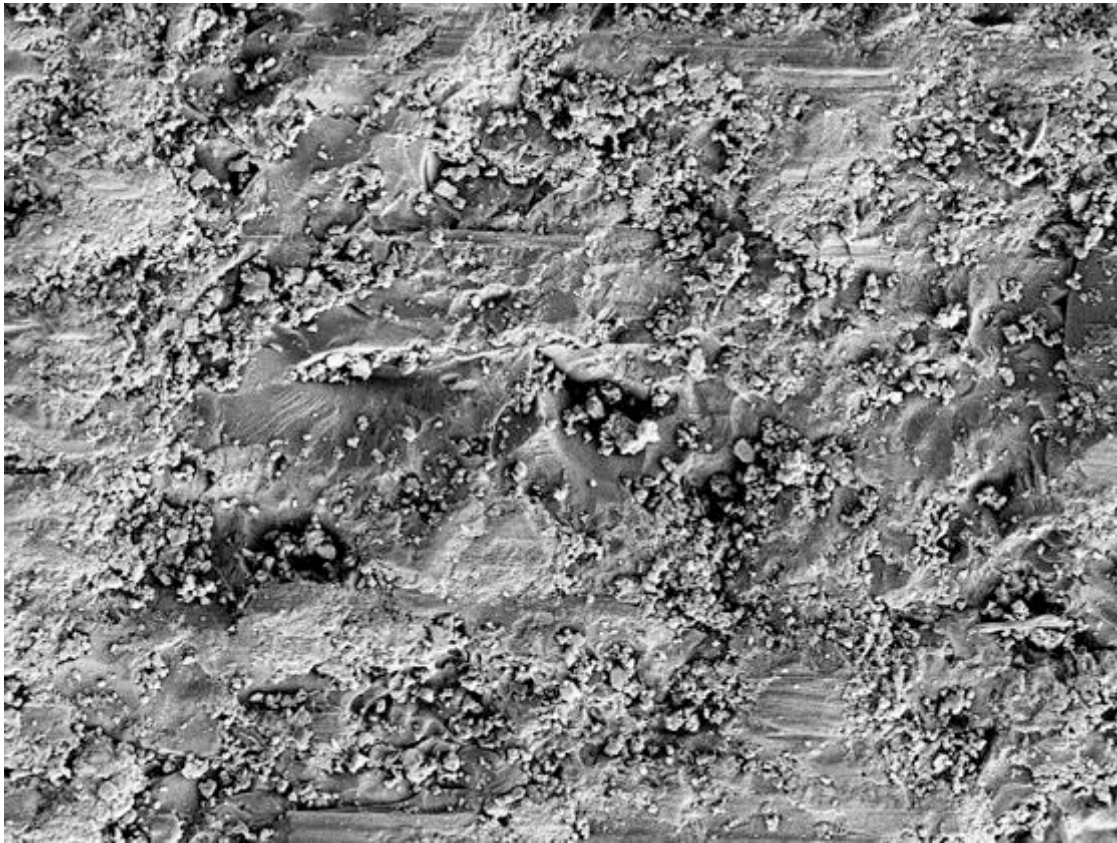
Kammer 4, ducera gold, Baseline, 500-fache Vergrößerung



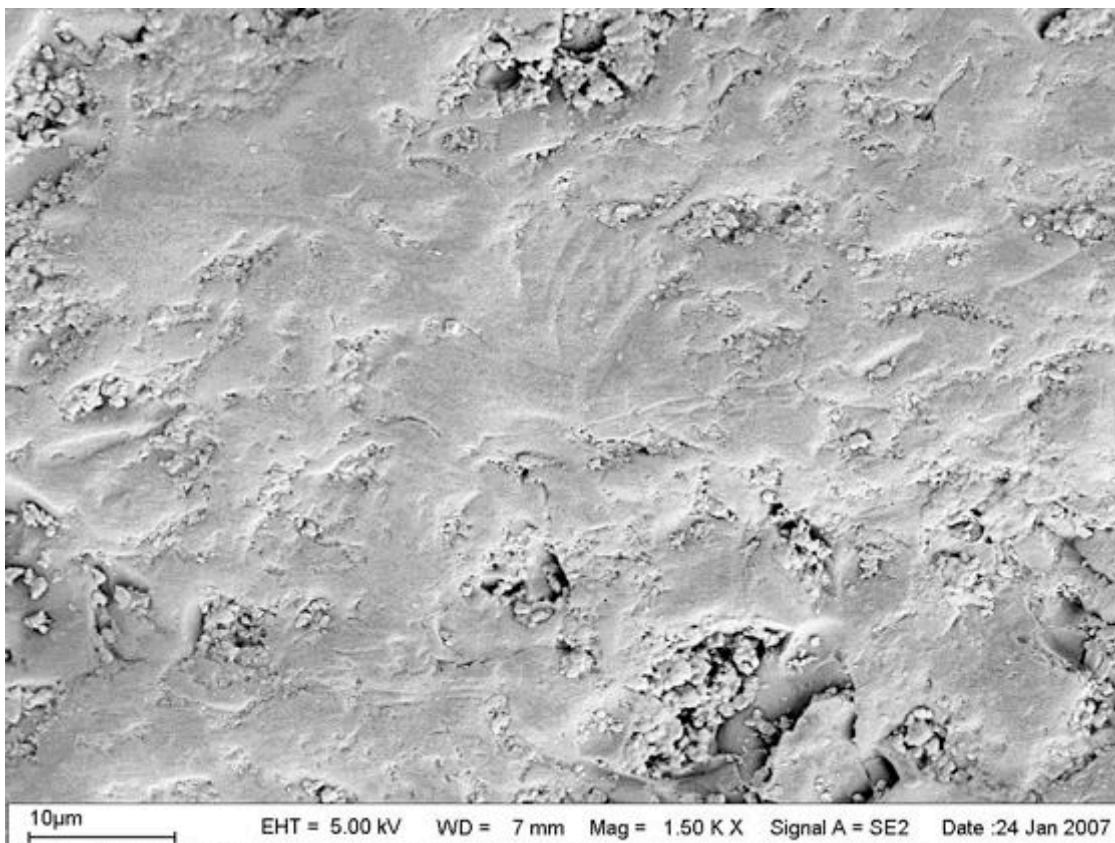
Kammer 4, ducera gold, 200.000 Zyklen, 500-fache Vergrößerung



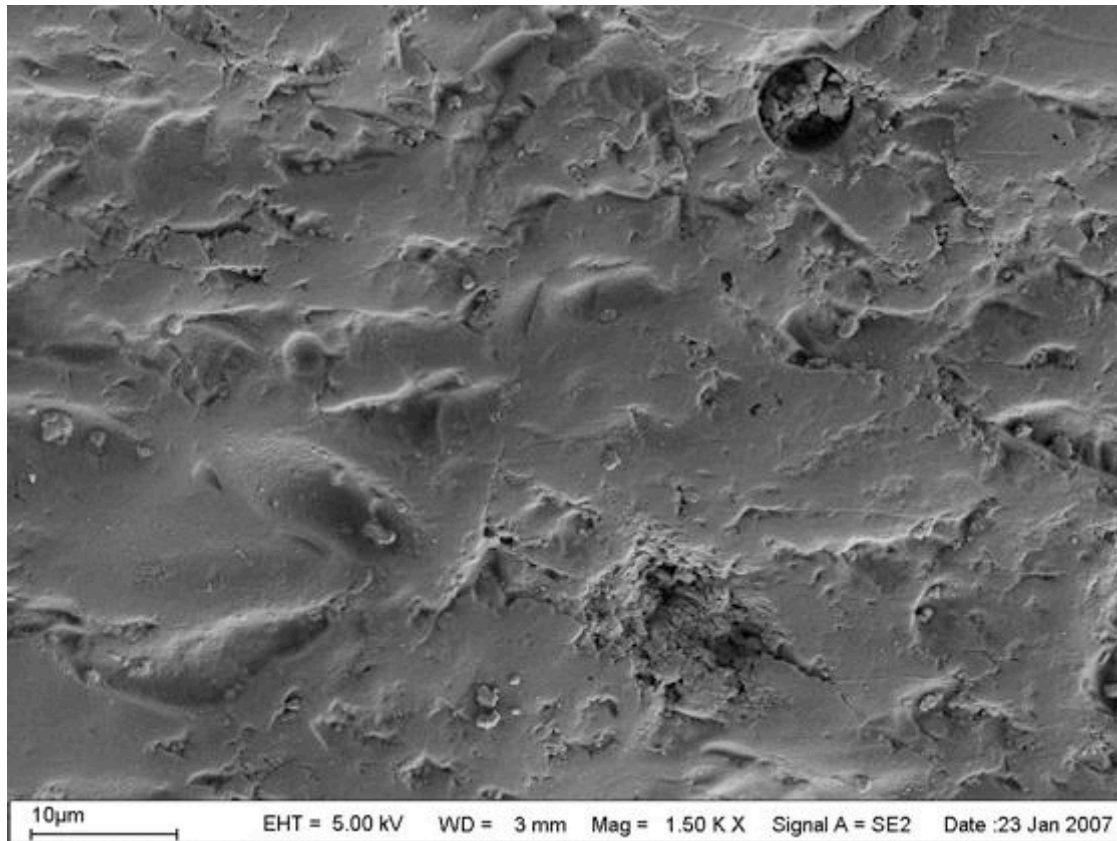
Kammer 4, ducera gold, 400.000 Zyklen, 500-fache Vergrößerung



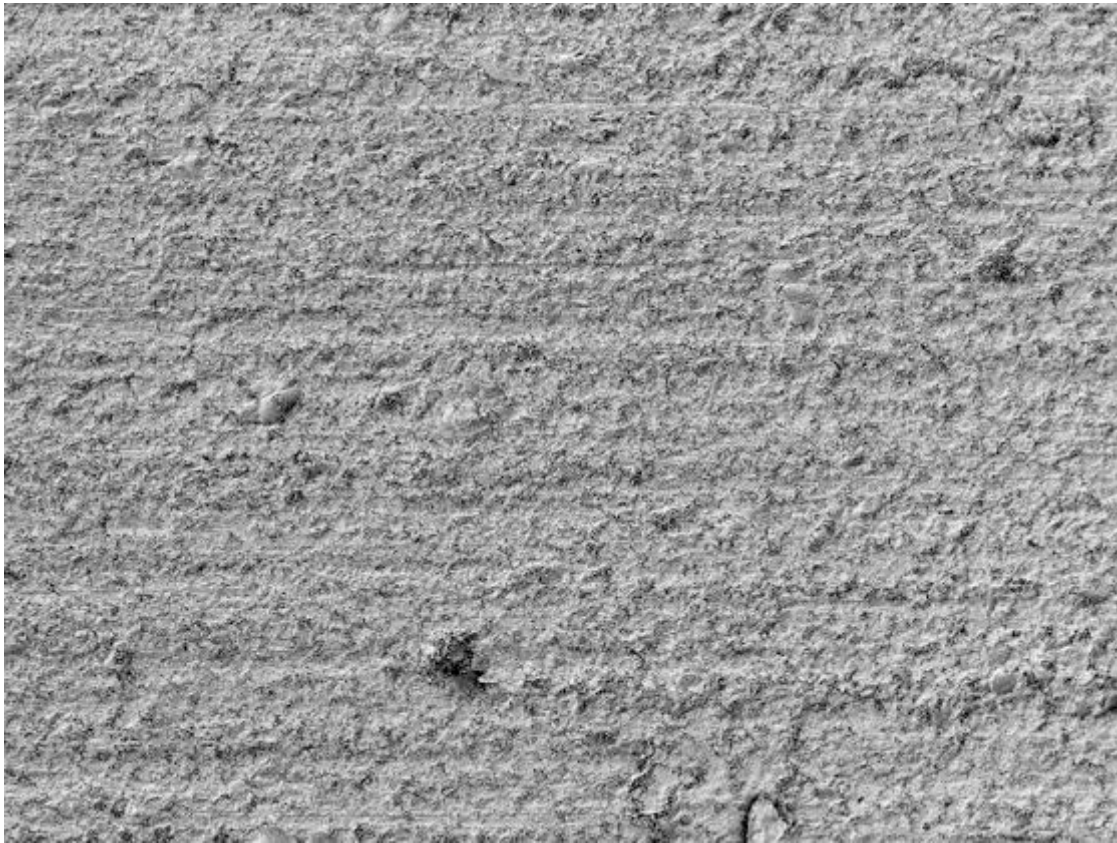
Kammer 4, ducera gold, Baseline, 1500-fache Vergrößerung



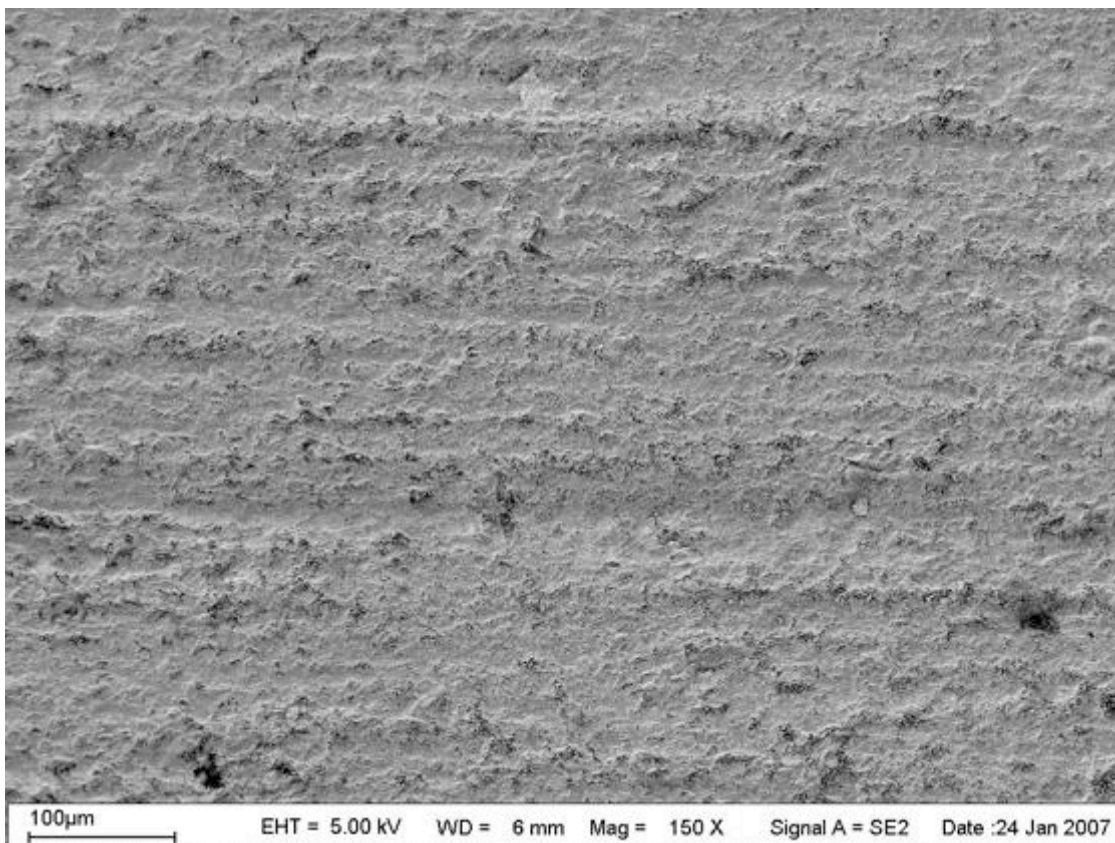
Kammer 4, ducera gold, 200.000 Zyklen, 1500-fache Vergrößerung



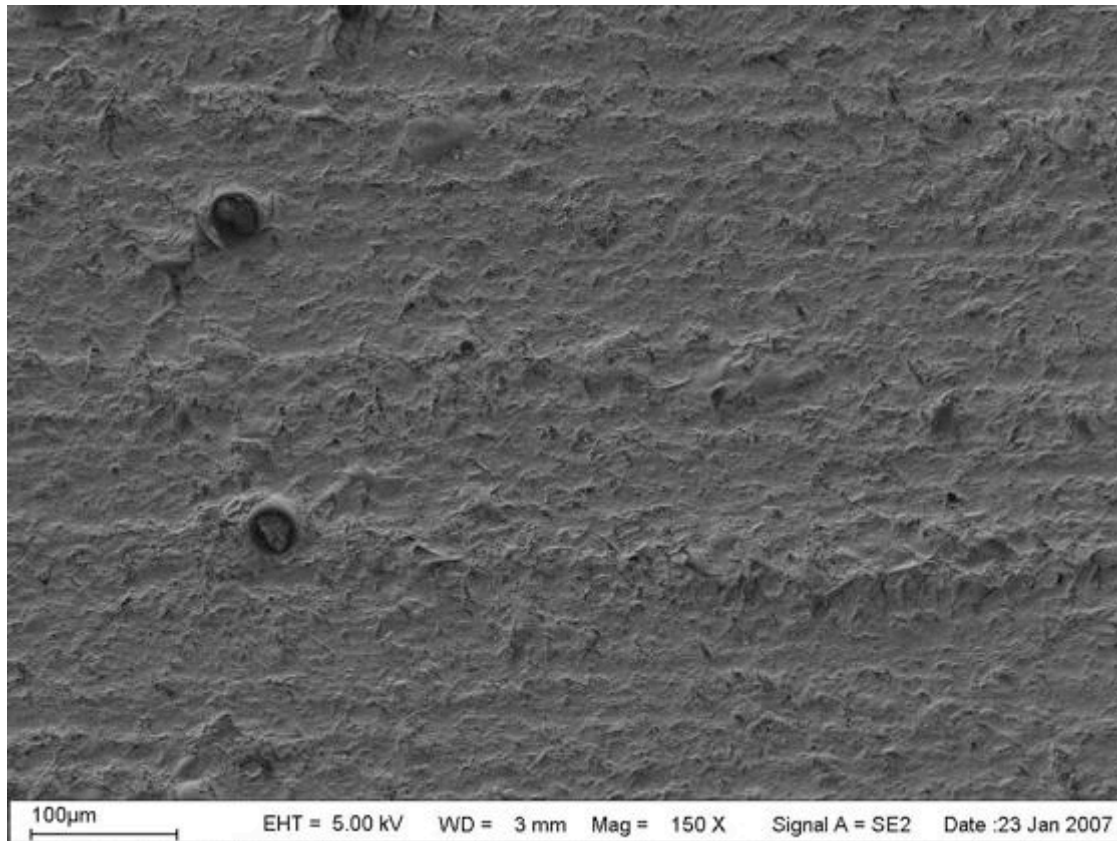
Kammer 4, ducera gold, 400.000 Zyklen, 1500-fache Vergrößerung



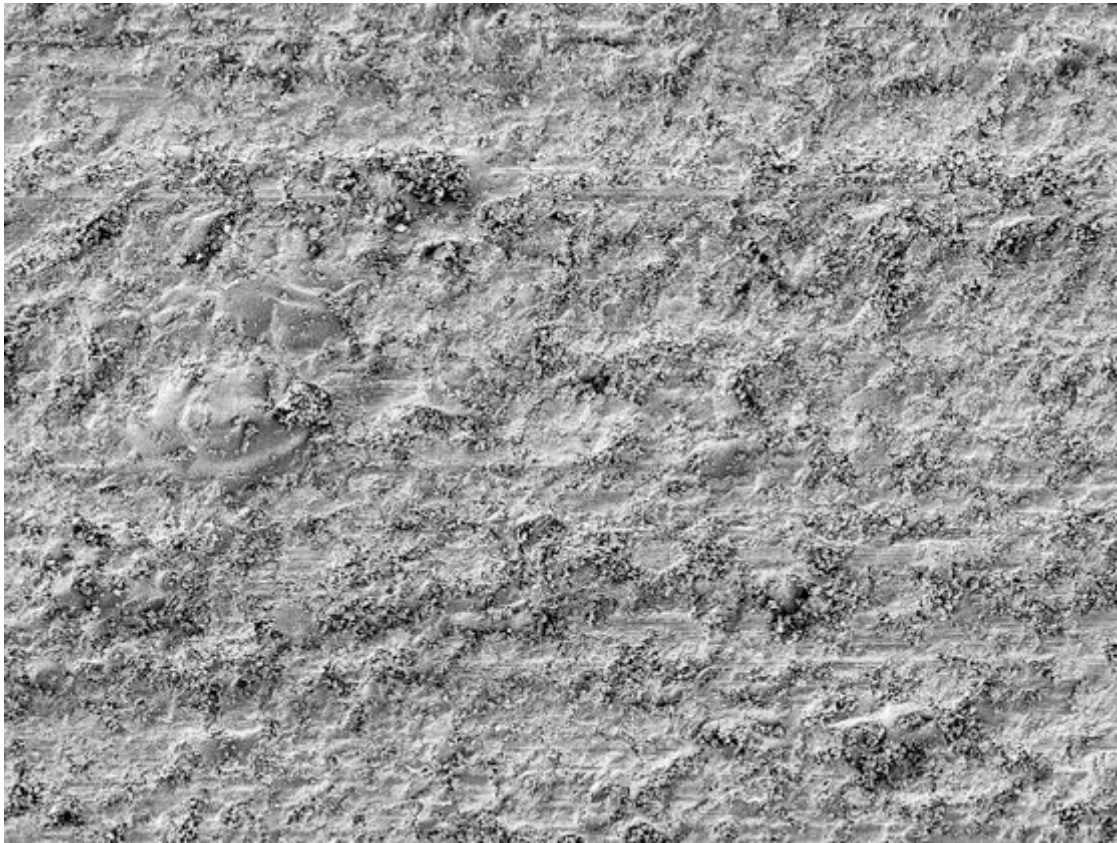
Kammer 5, VITA VM 9, Baseline, 150-fache Vergrößerung



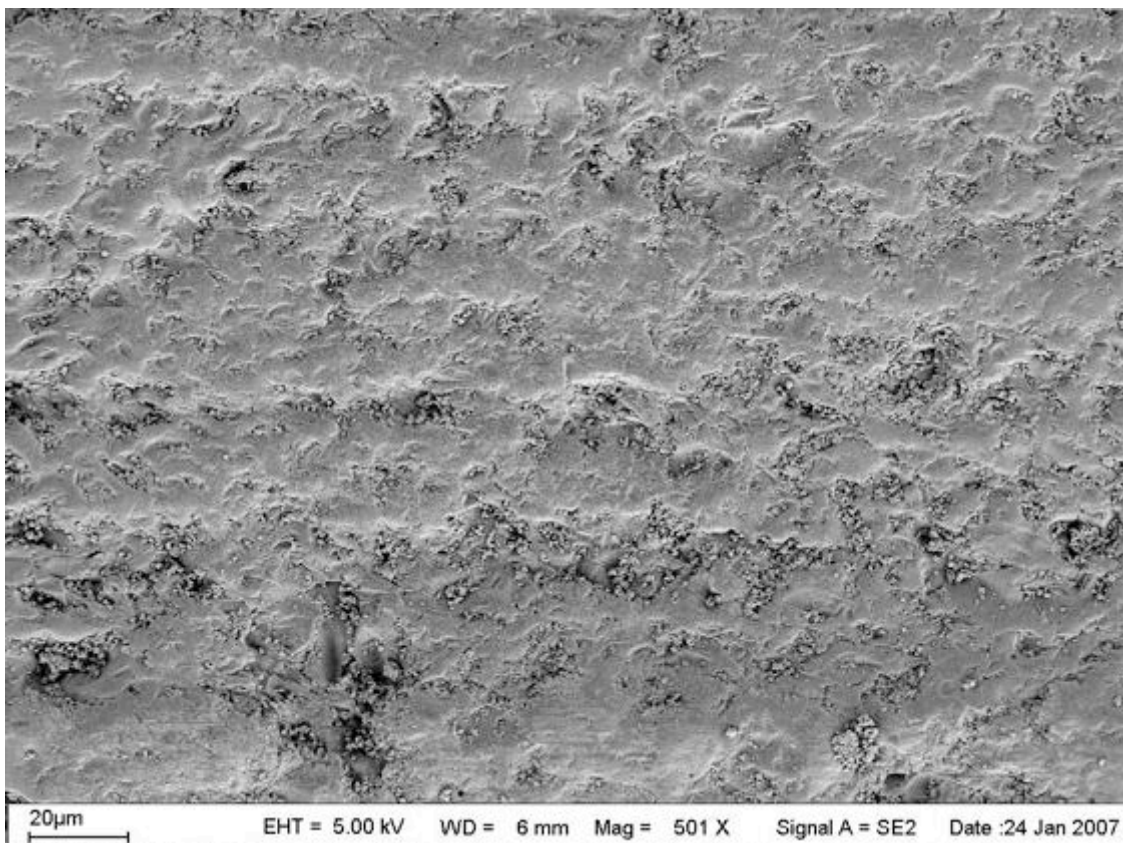
Kammer 5, VITA VM 9, 200.000 Zyklen, 150-fache Vergrößerung



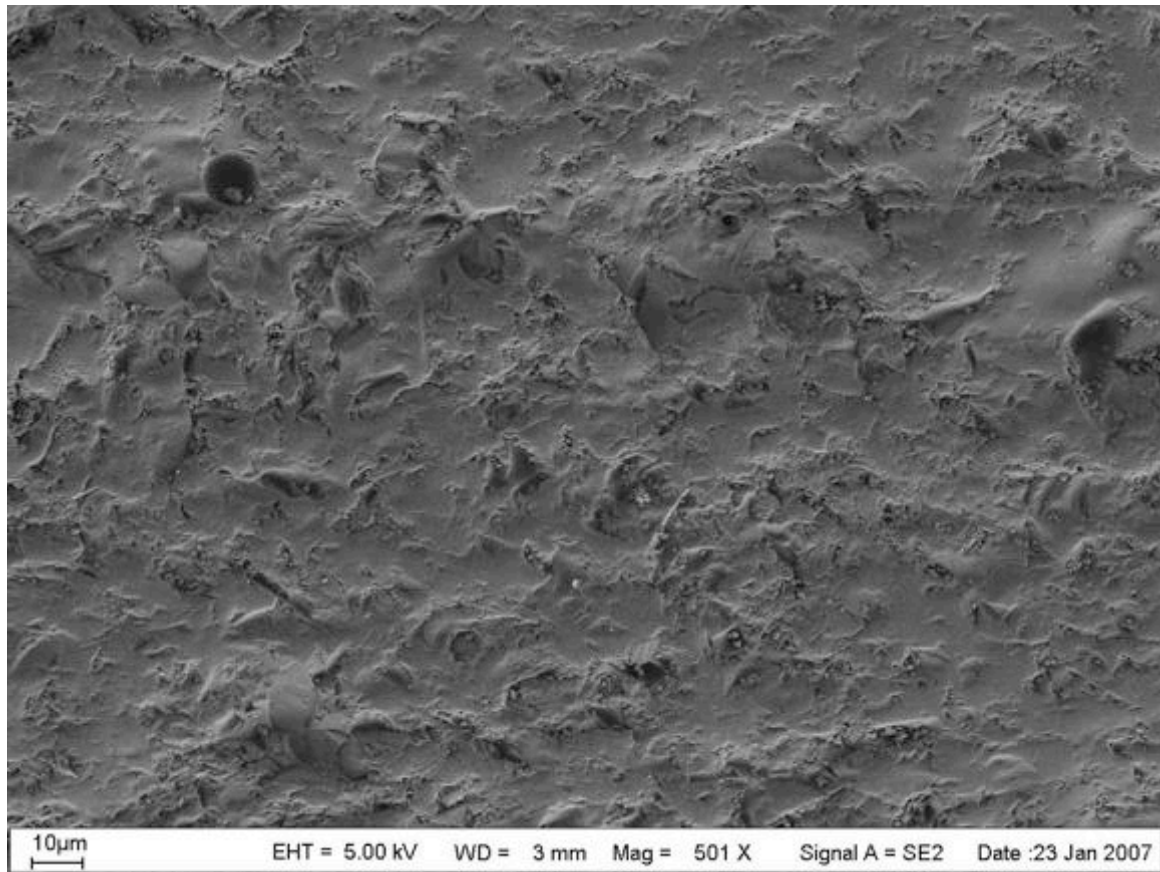
Kammer 5, VITA VM 9, 400.000 Zyklen, 150-fache Vergrößerung



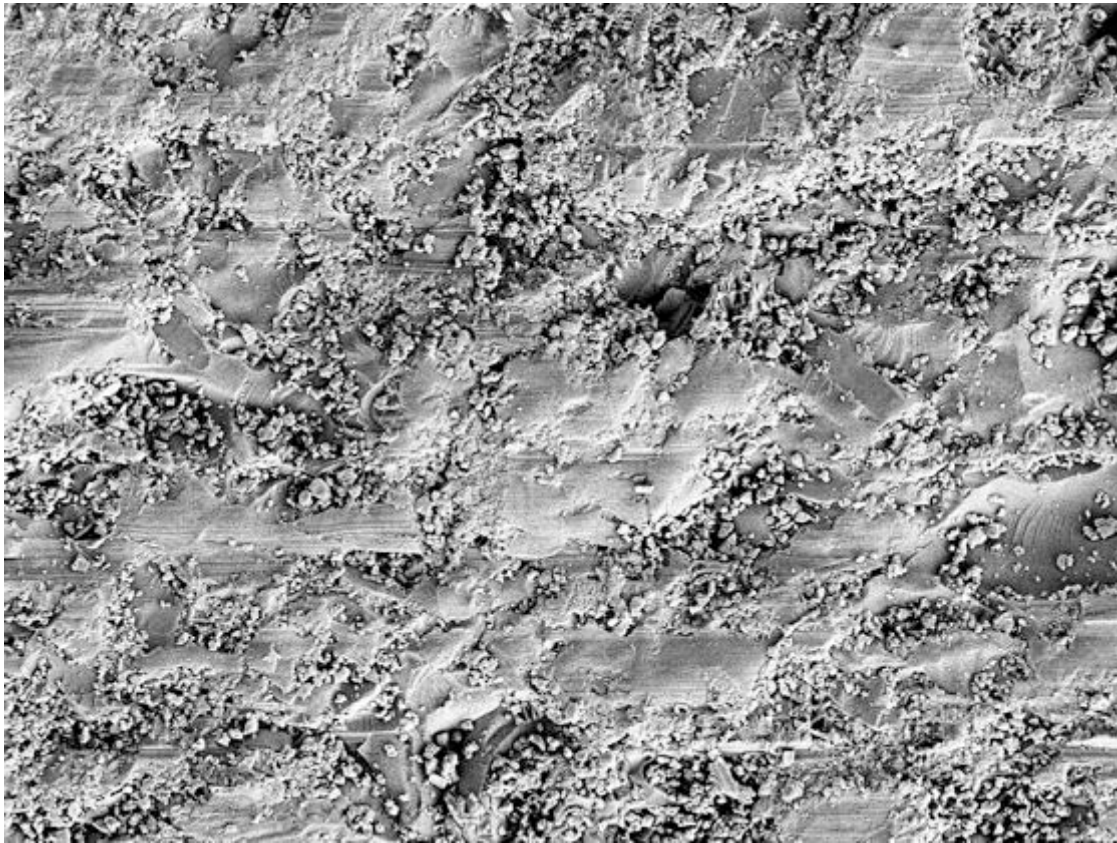
Kammer 5, VITA VM 9, Baseline, 500-fache Vergrößerung



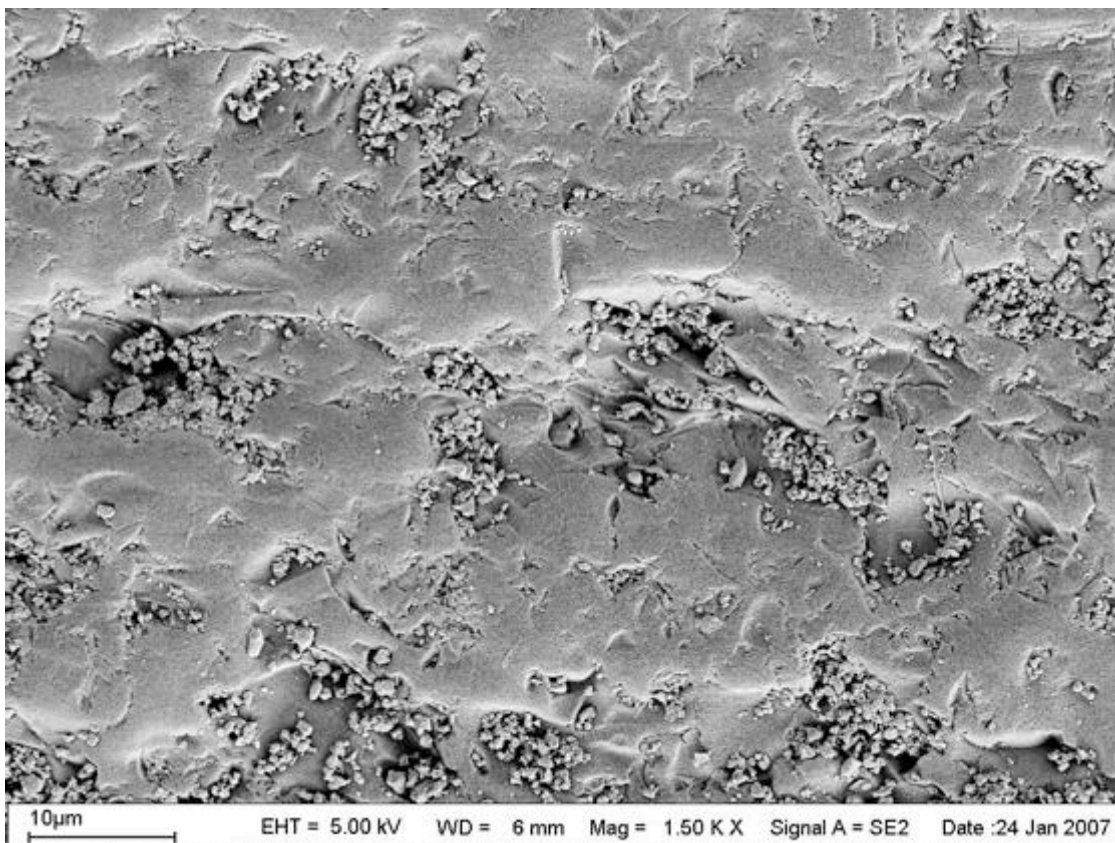
Kammer 5, VITA VM 9, 200.000 Zyklen, 500-fache Vergrößerung



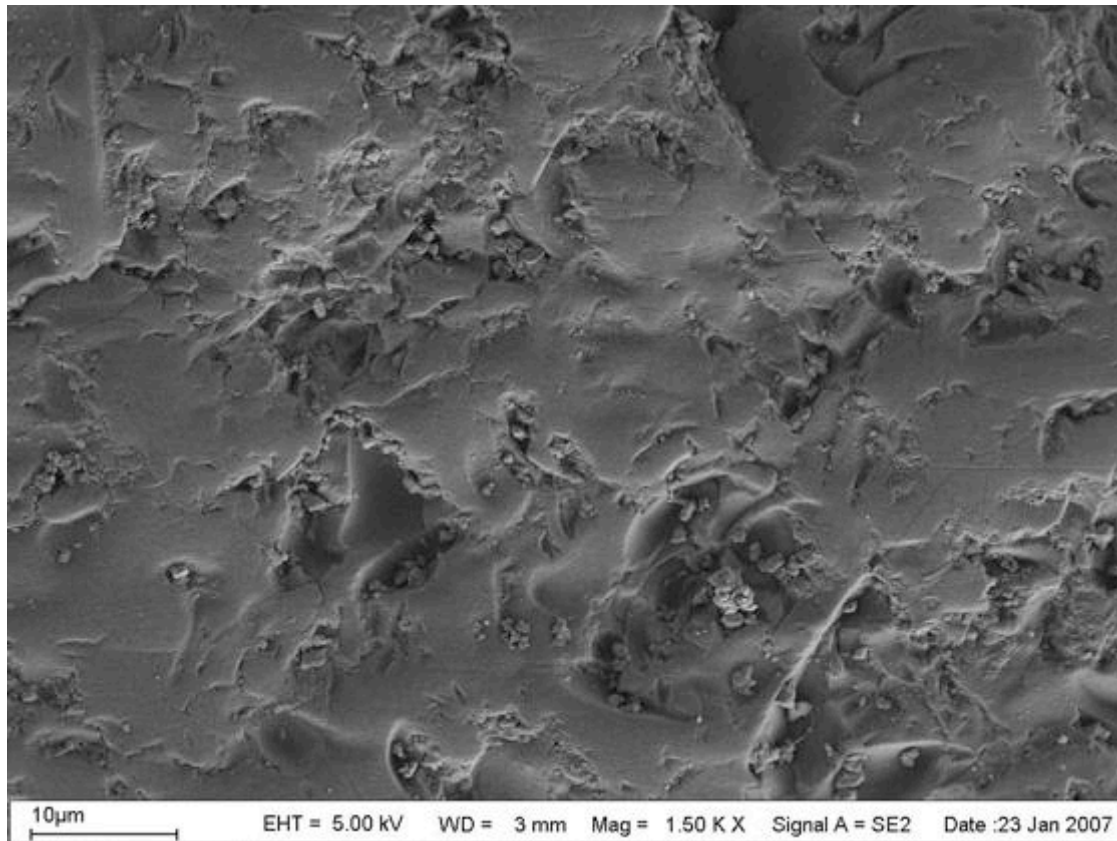
Kammer 5, VITA VM 9, 400.000, 500–fache Vergrößerung



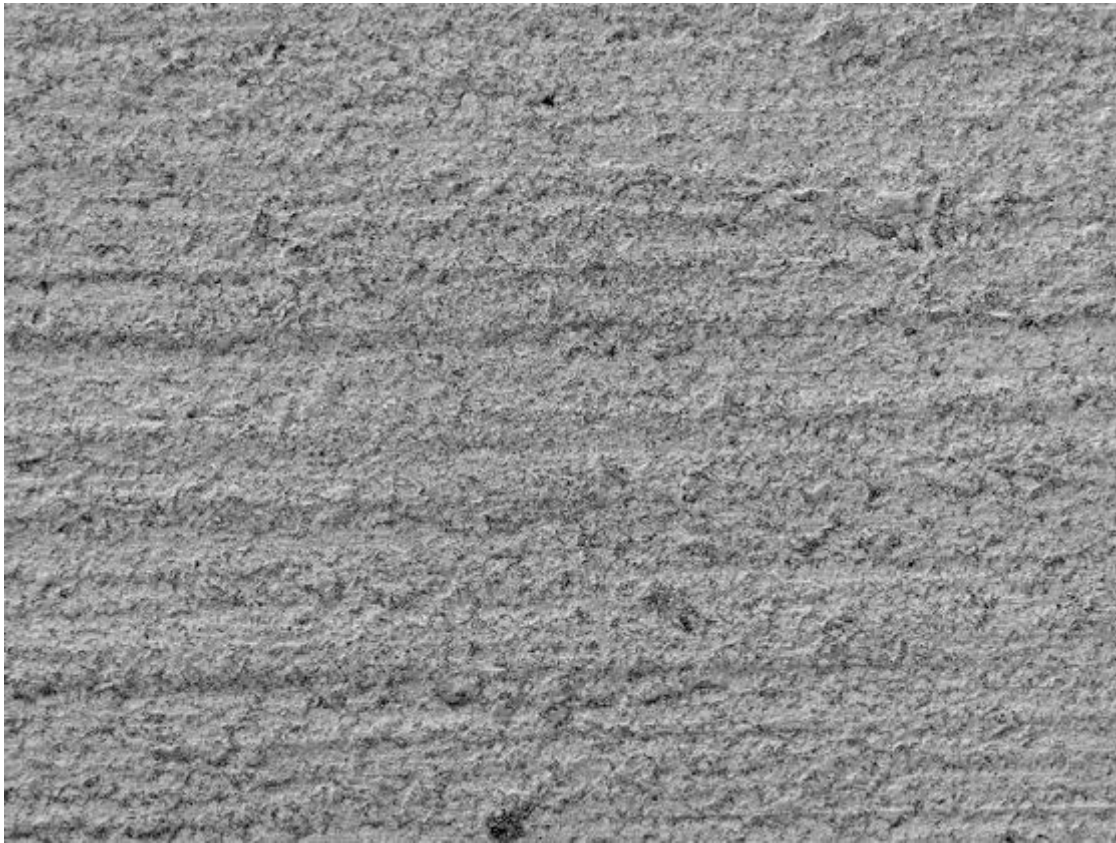
Kammer 5, VITA VM 9, Baseline, 1500-fache Vergrößerung



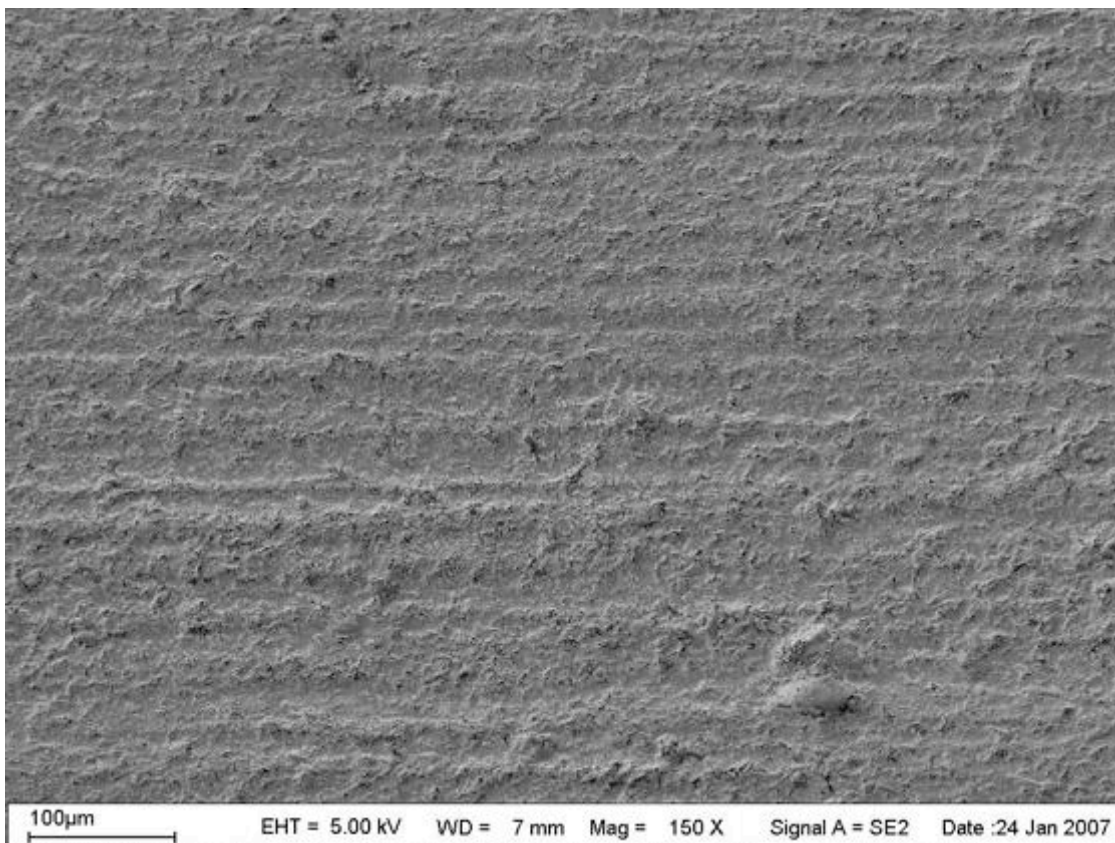
Kammer 5, VITA VM 9, 200.000 Zyklen, 1500-fache Vergrößerung



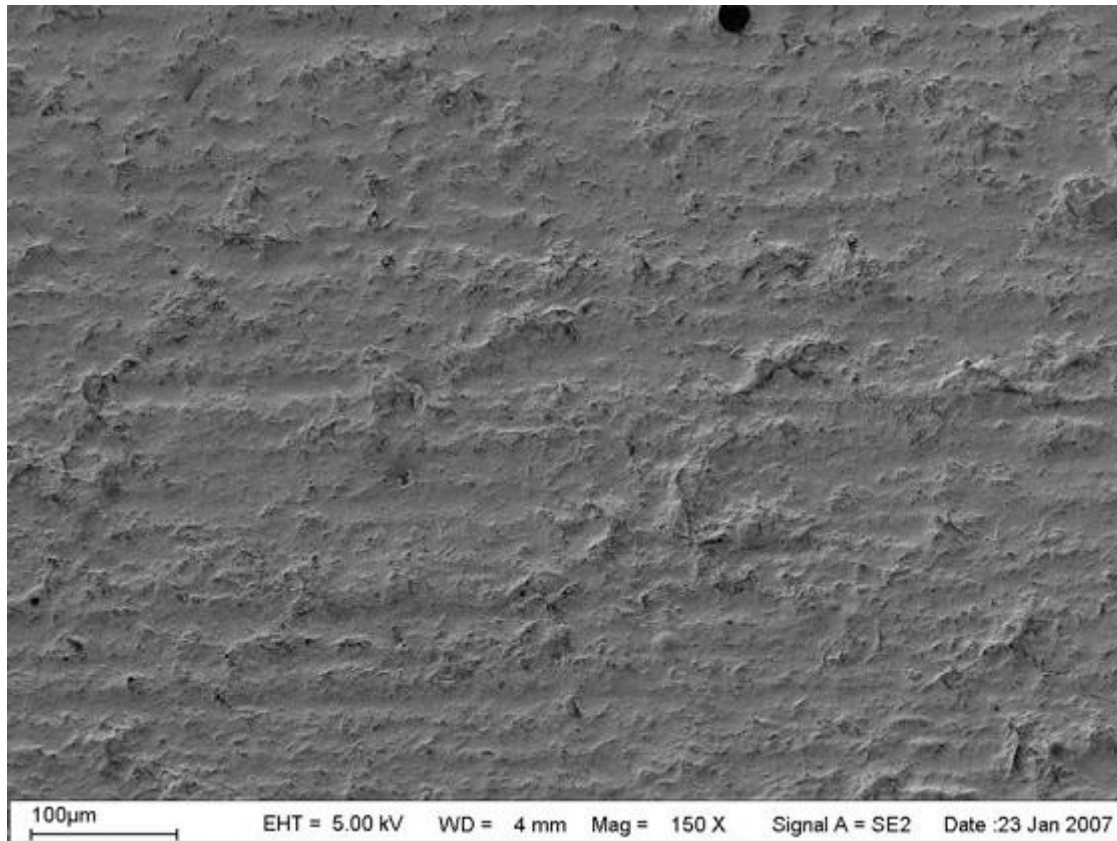
Kammer 5, VITA VM 9, 400.000 Zyklen, 1500-fache Vergrößerung



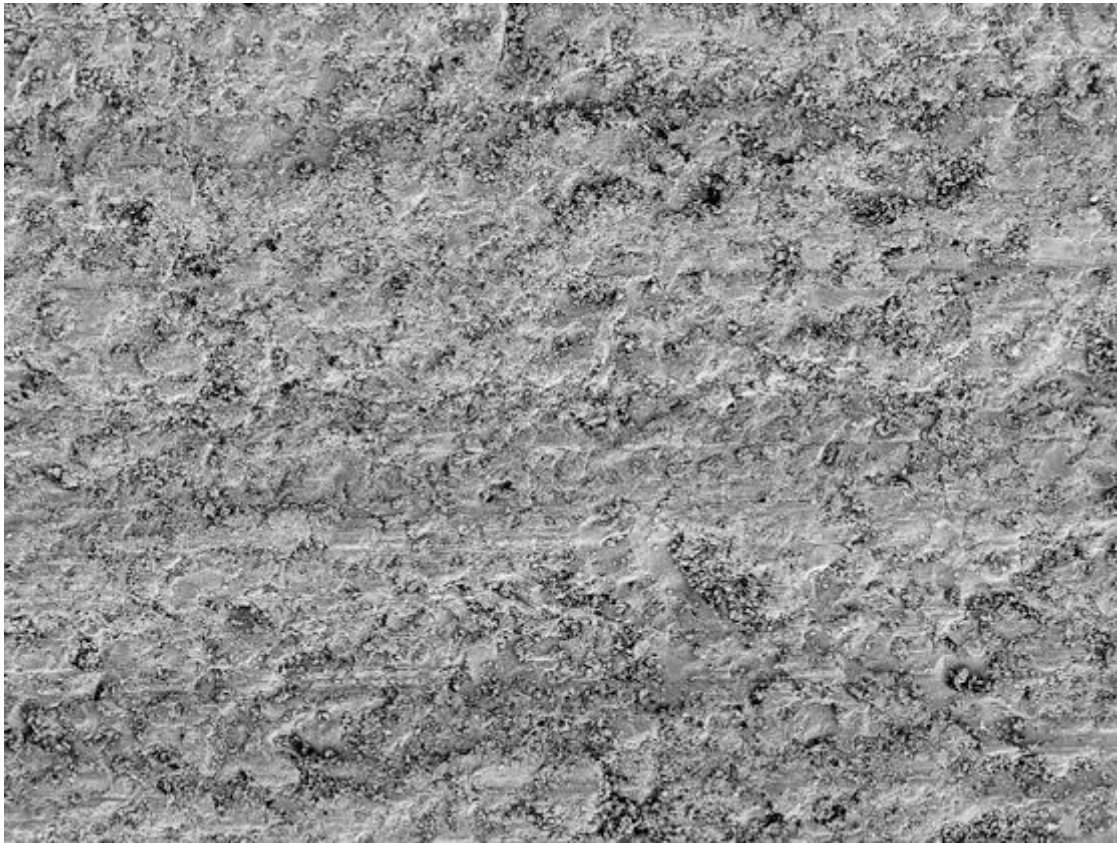
Kammer 6, VITA VM 13, Baseline, 150-fache Vergrößerung



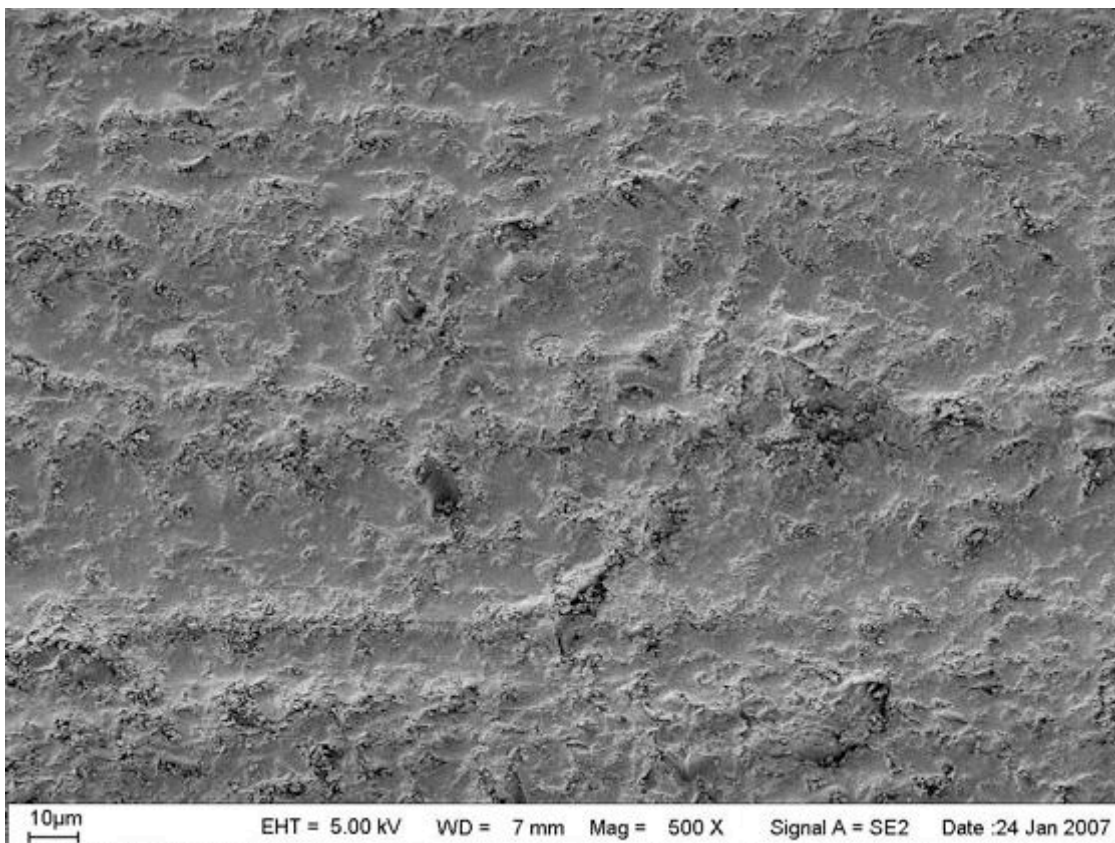
Kammer 6, VITA VM 13, 200.000 Zyklen, 150-fache Vergrößerung



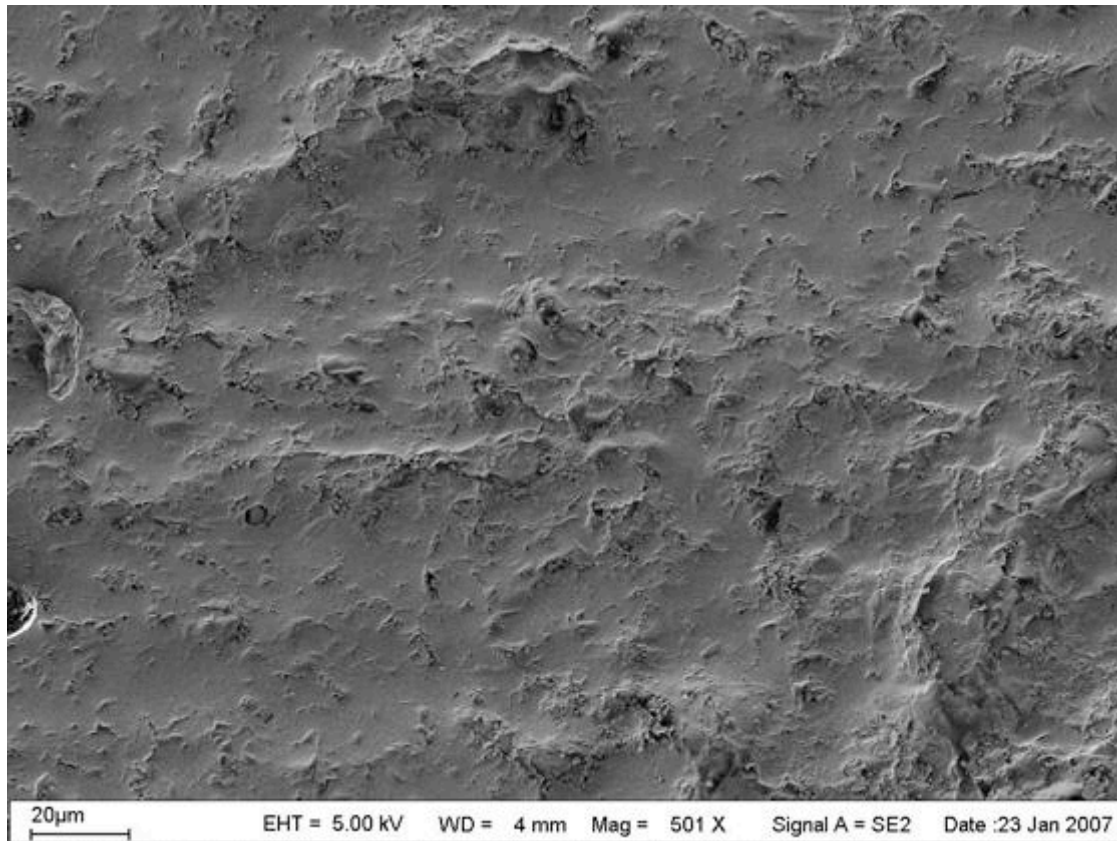
Kammer 6, VITA VM 13, 400.000 Zyklen, 150-fache Vergrößerung



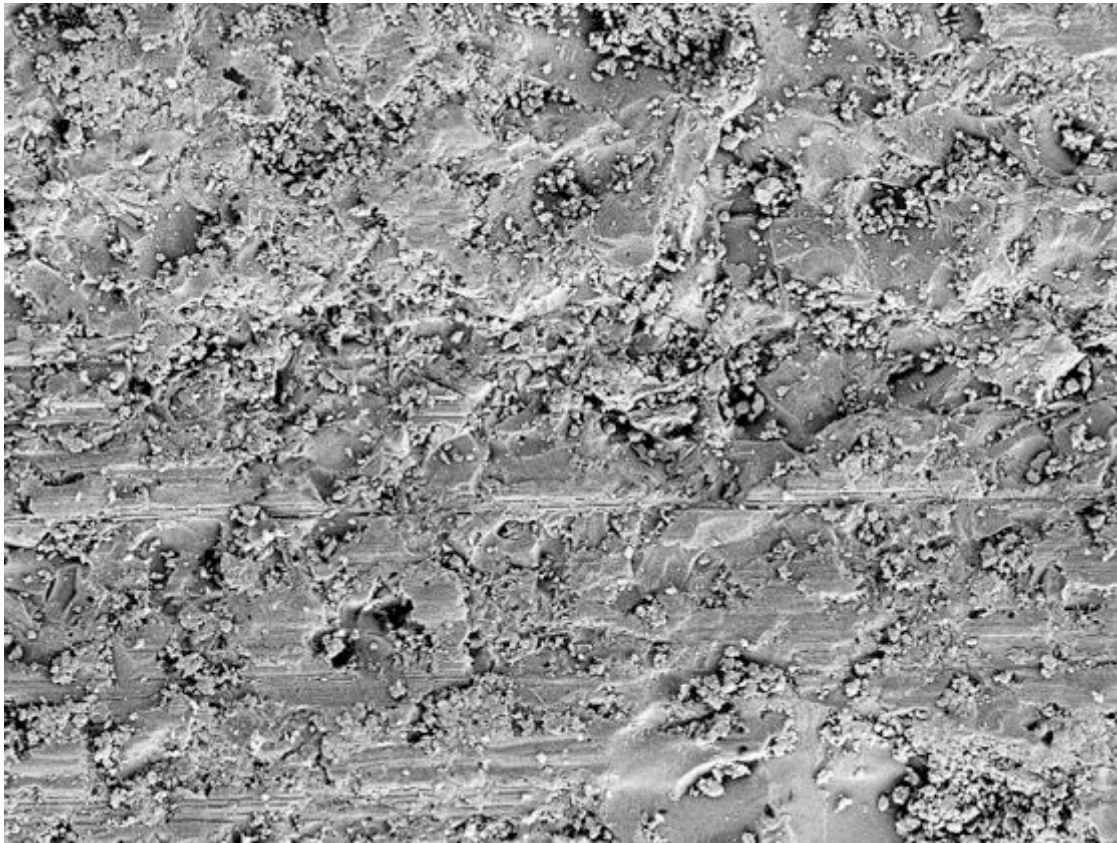
Kammer 6, VITA VM 13, Baseline, 500-fache Vergrößerung



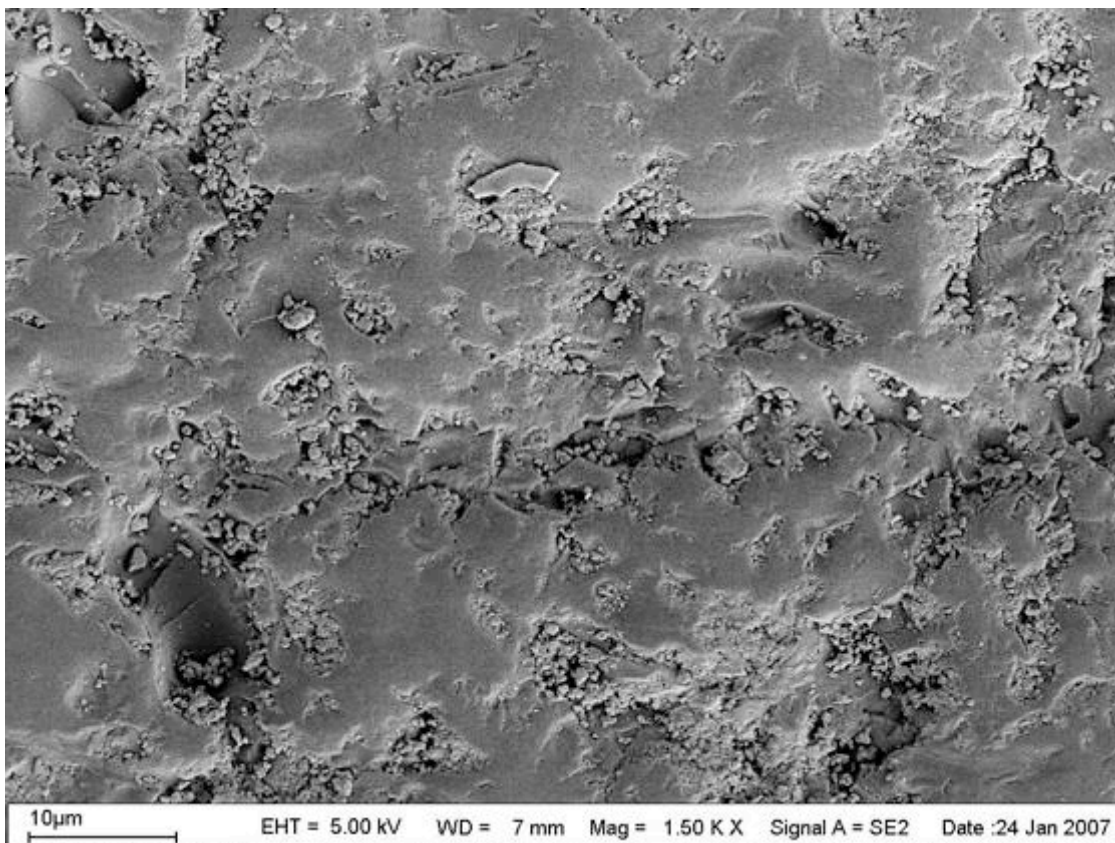
Kammer 6, VITA VM 13, 200.000 Zyklen, 500-fache Vergrößerung



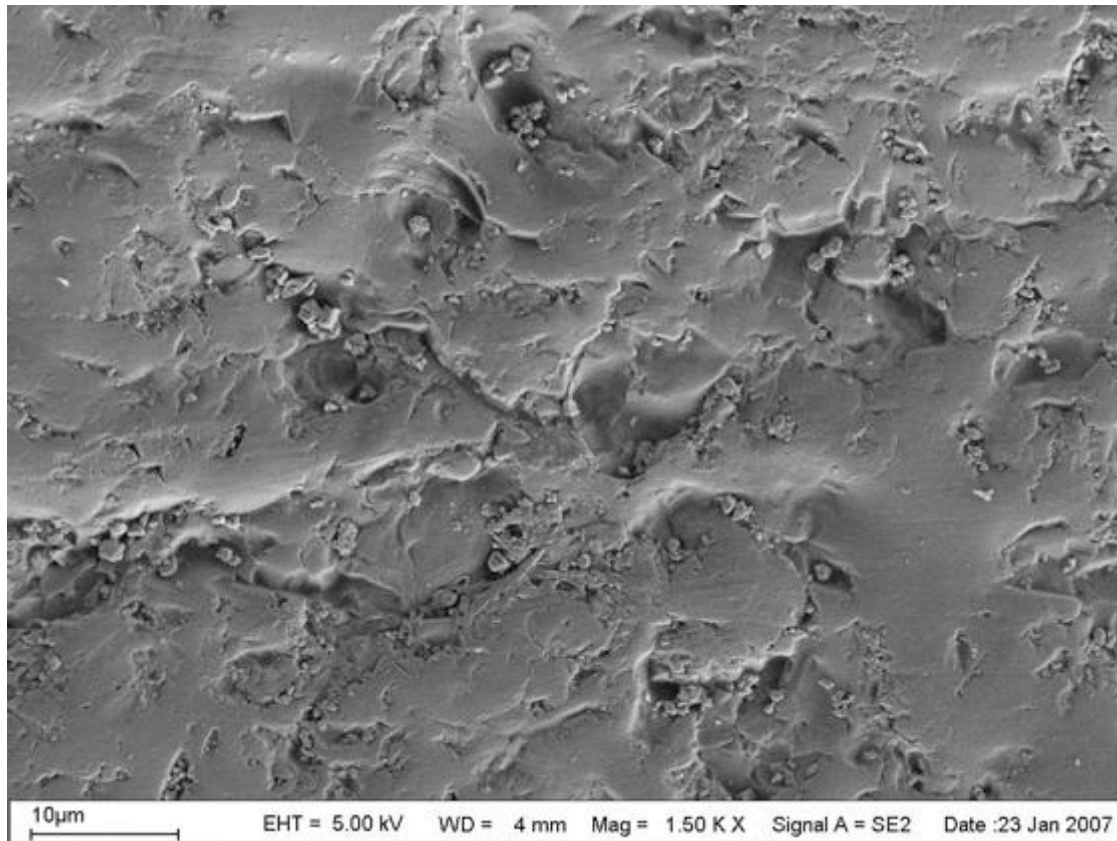
Kammer 6, VITA VM 13, 400.000 Zyklen, 500-fache Vergrößerung



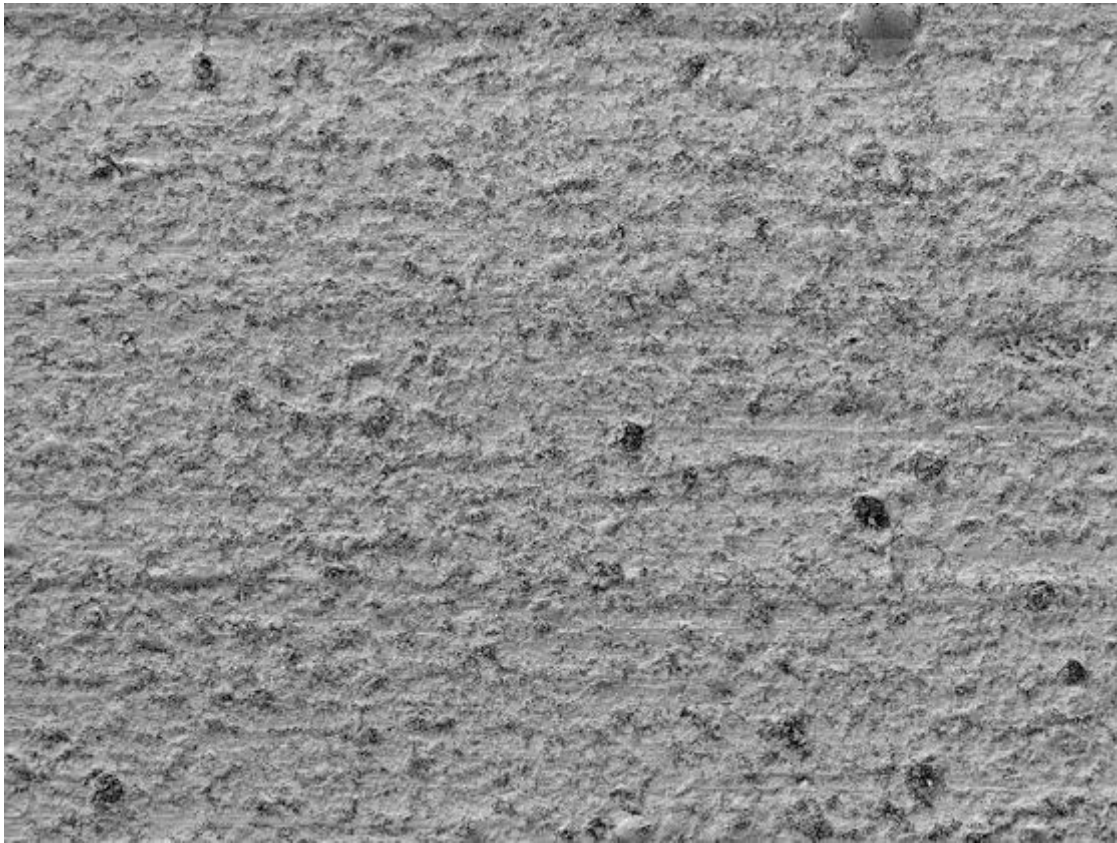
Kammer 6, VITA VM 13, Baseline, 1500-fache Vergrößerung



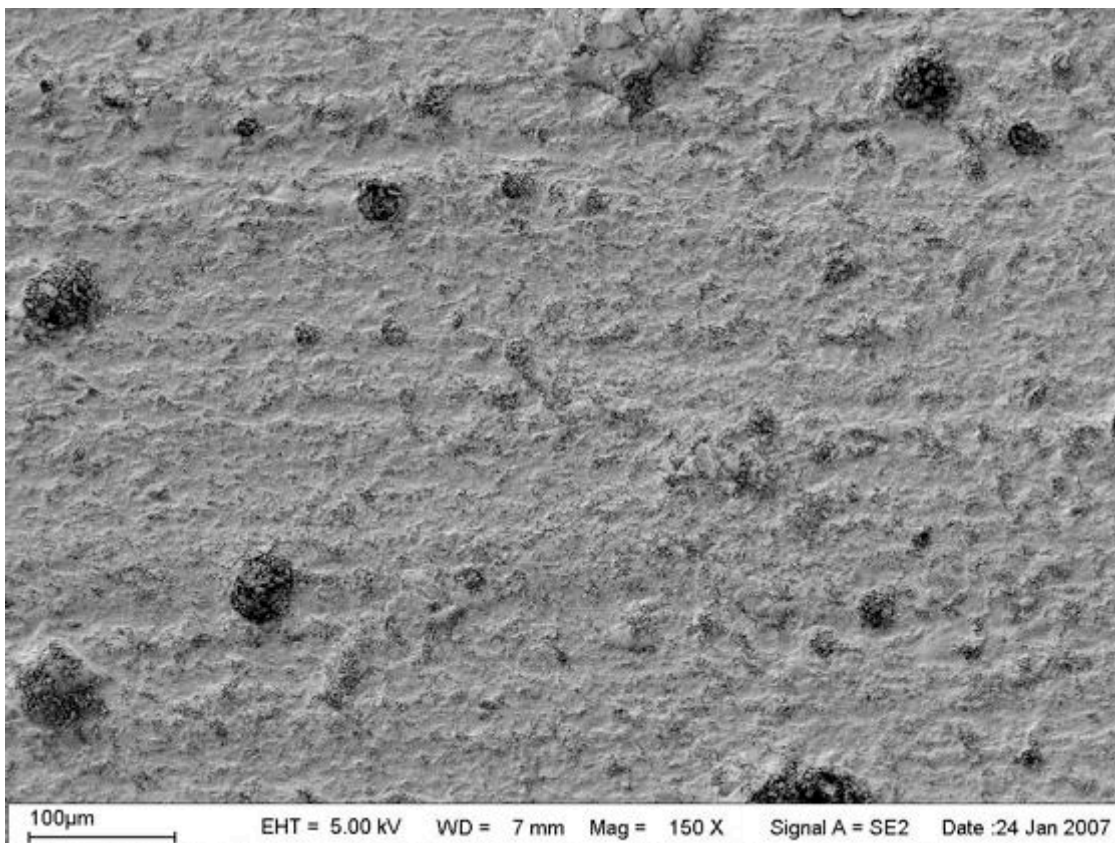
Kammer 6, VITA VM 13, 200.000 Zyklen, 1500-fache Vergrößerung



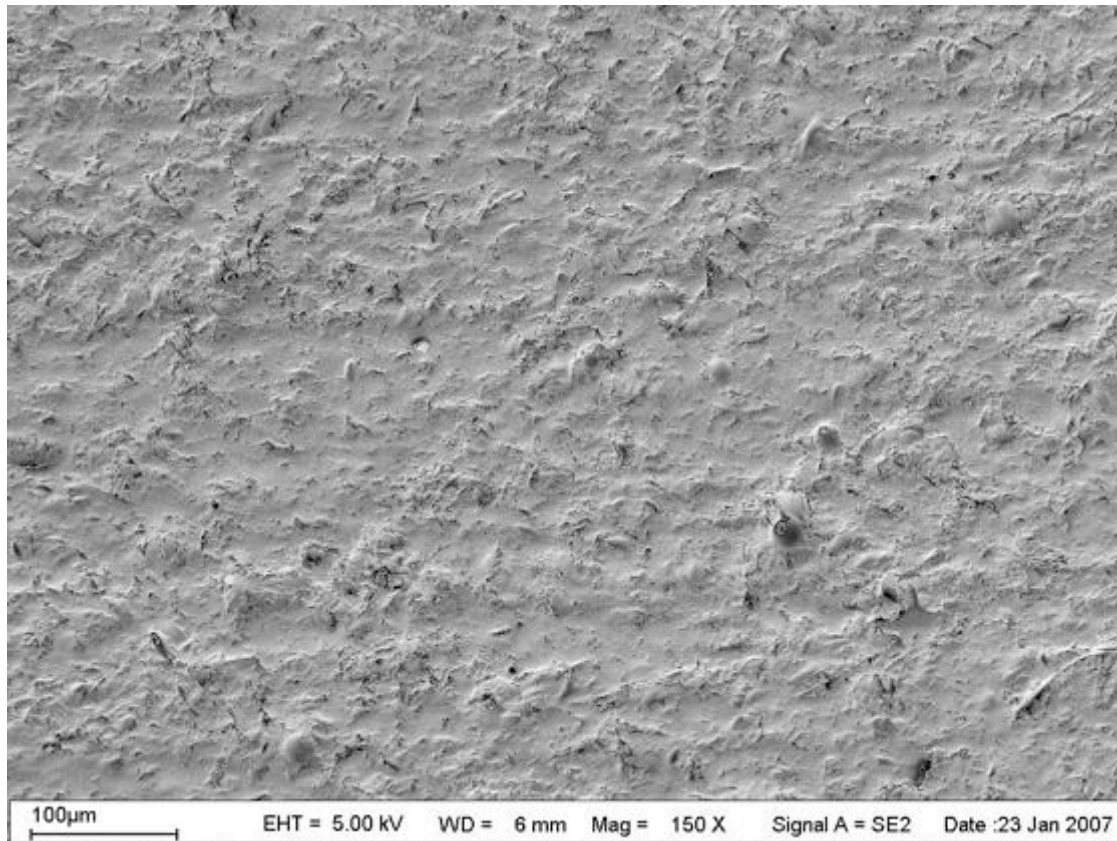
Kammer 6, VITA VM 13, 400.000 Zyklen, 1500-fache Vergrößerung



Kammer 7, GC Initial Zr, Baseline, 150-fache Vergrößerung



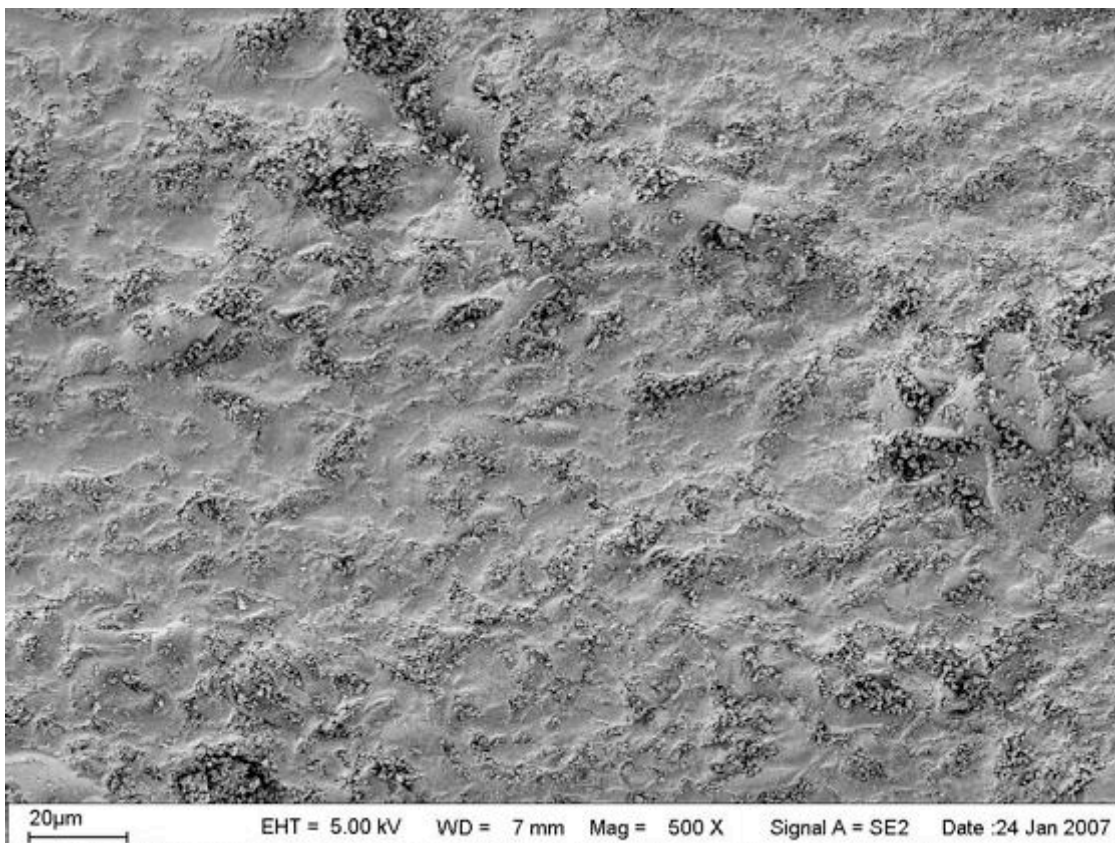
Kammer 7, GC Initial Zr, 200.000 Zyklen, 150-fache Vergrößerung



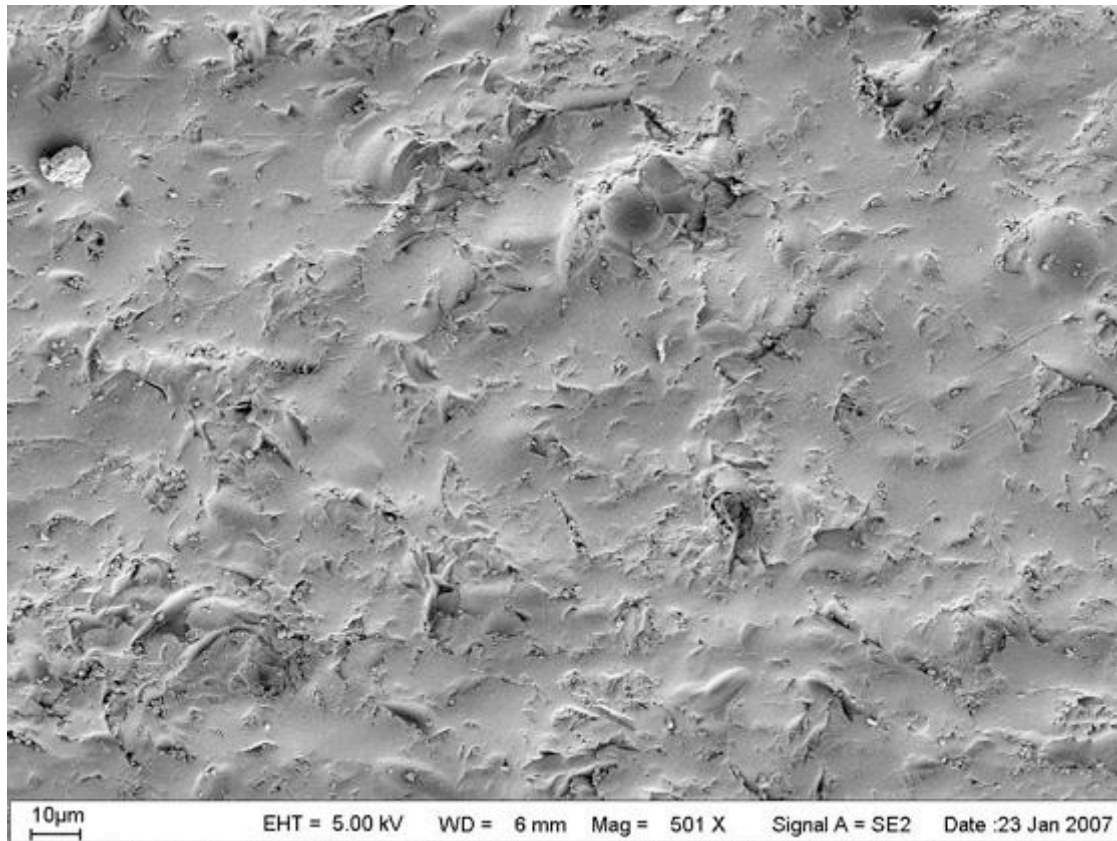
Kammer 7, GC Initial Zr, 400.000 Zyklen, 150-fache Vergrößerung



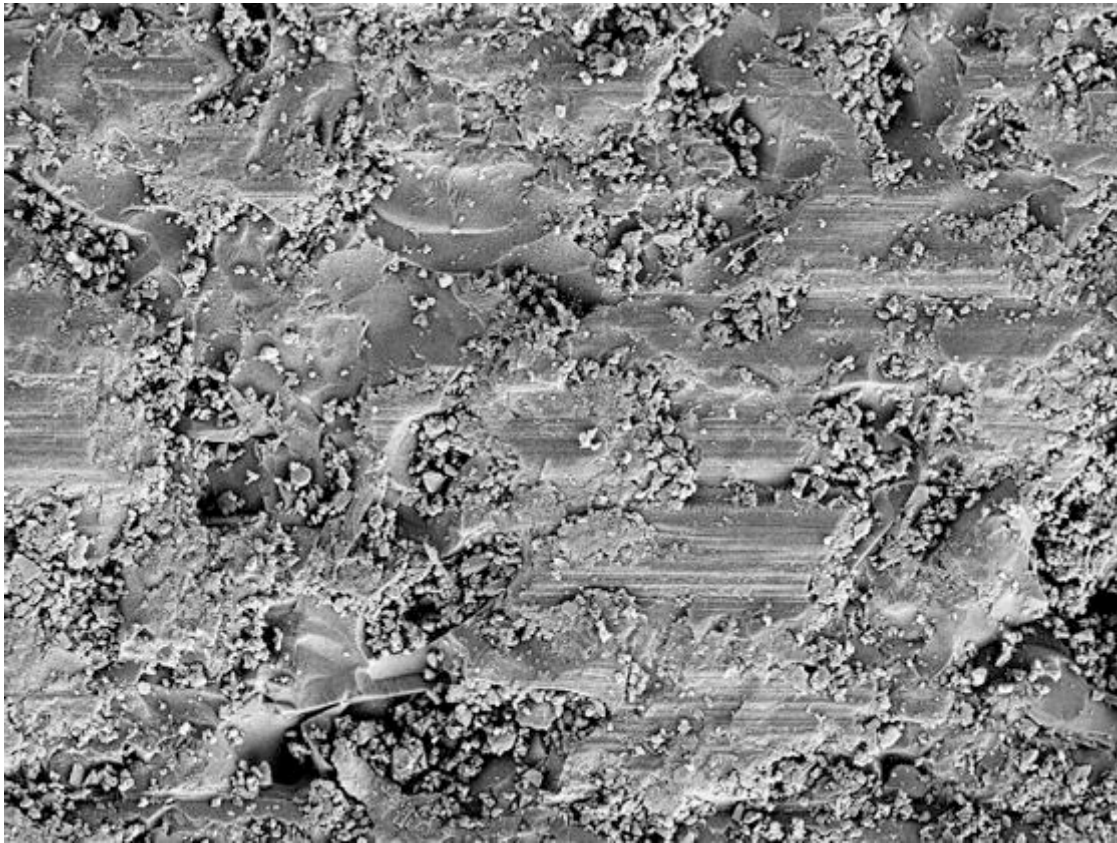
Kammer 7, GC Initial Zr, Baseline, 500-fache Vergrößerung



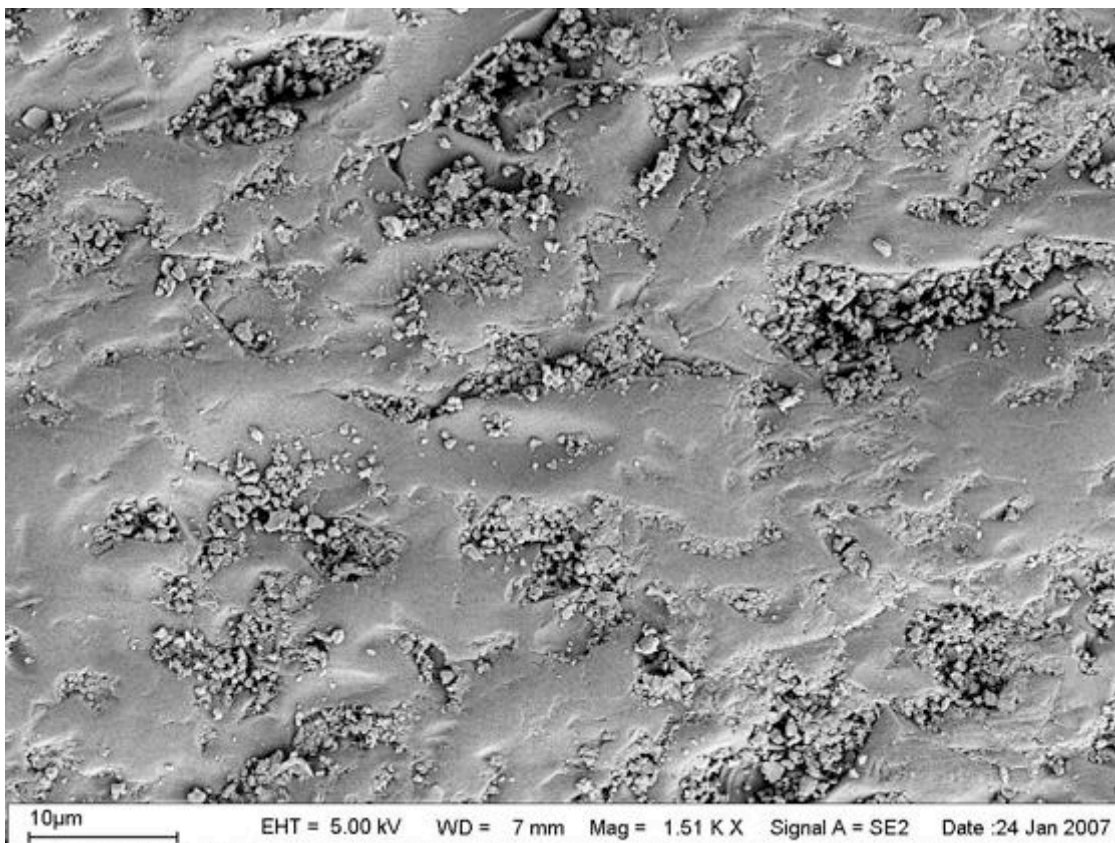
Kammer 7, GC Initial Zr, 200.000 Zyklen, 500-fache Vergrößerung



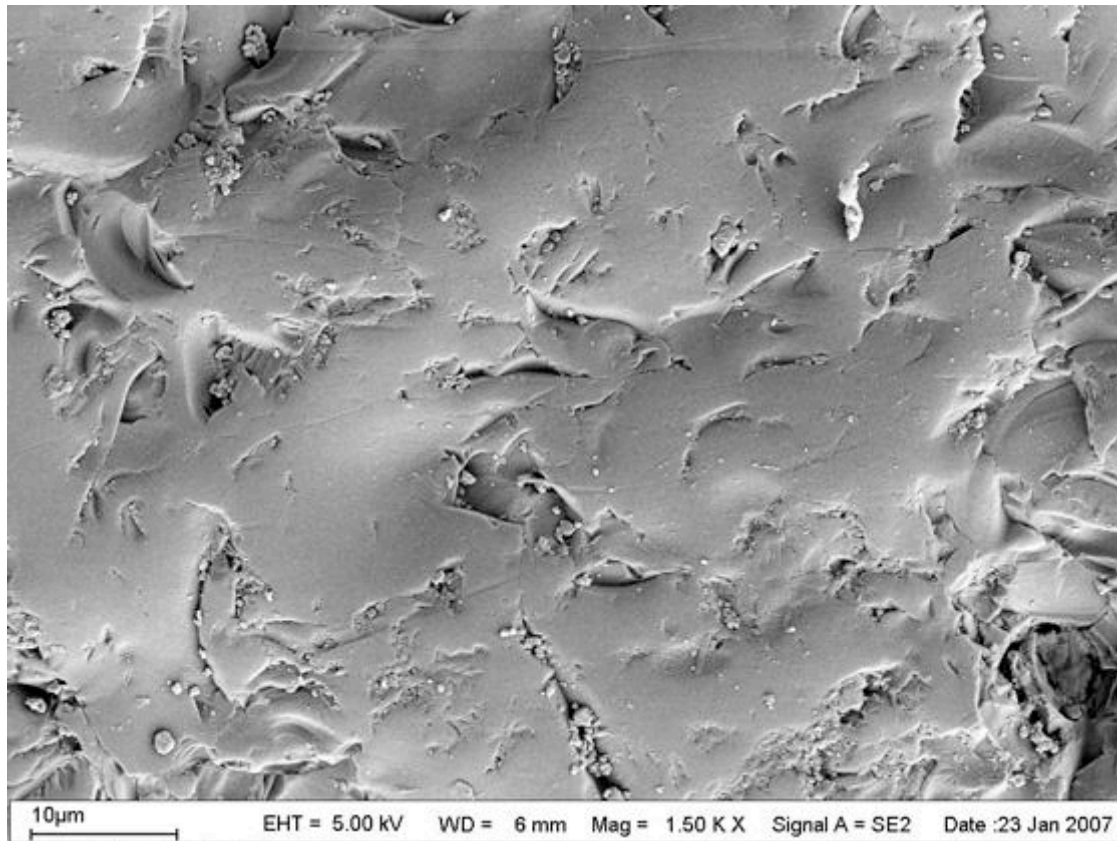
Kammer 7, GC Initial Zr, 400.000 Zyklen, 500-fache Vergrößerung



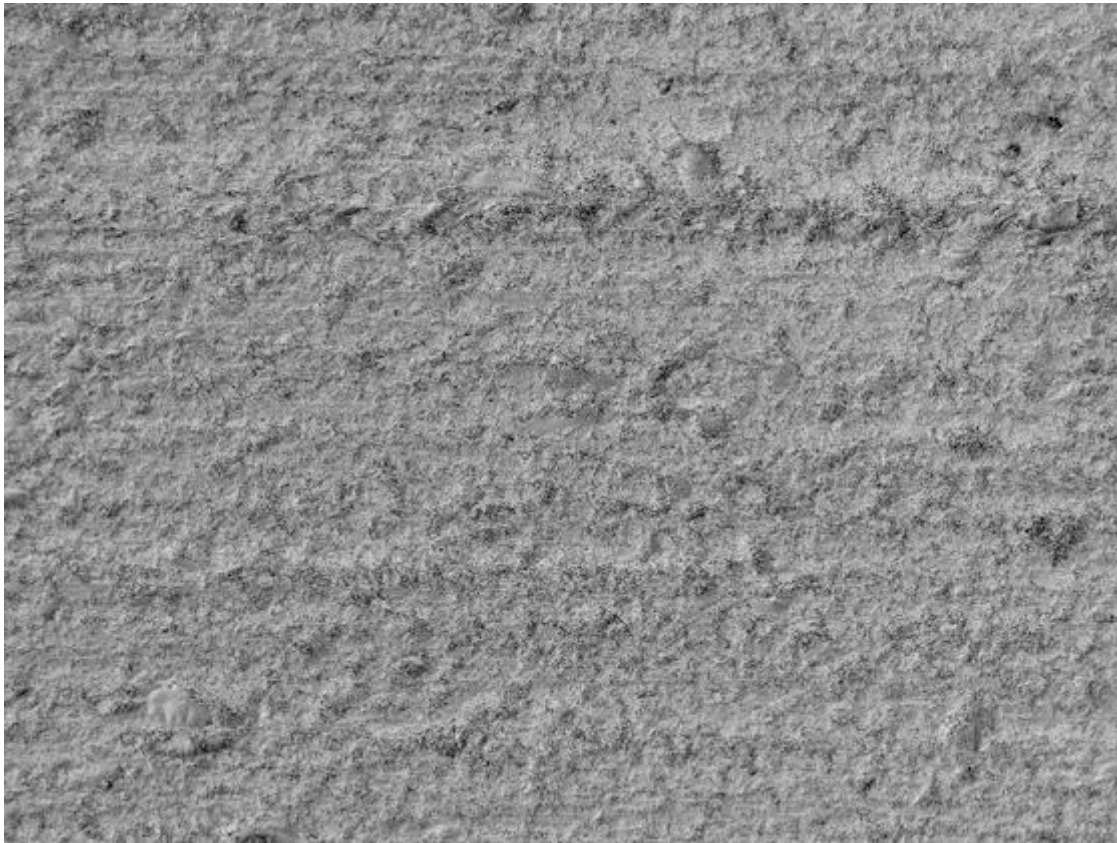
Kammer 7, GC Initial Zr, Baseline, 1500-fache Vergrößerung



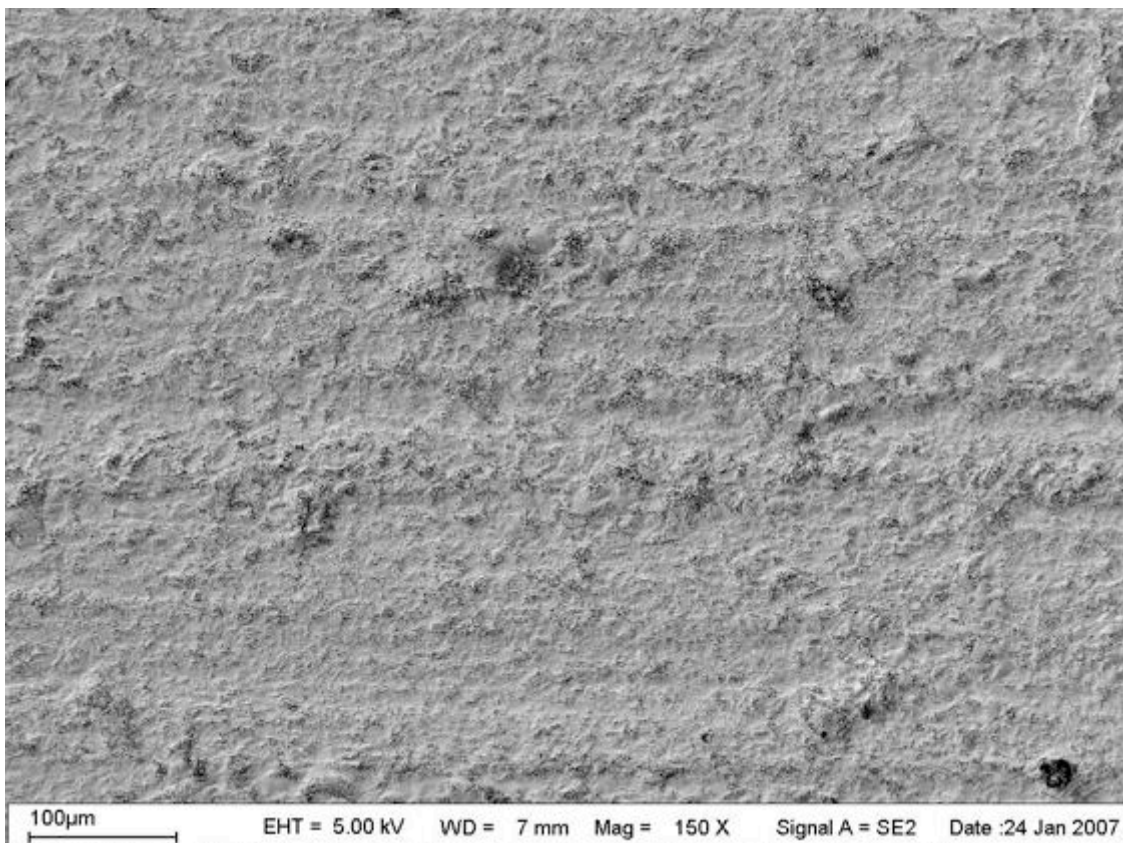
Kammer 7, GC Initial Zr, 200.000 Zyklen, 1500-fache Vergrößerung



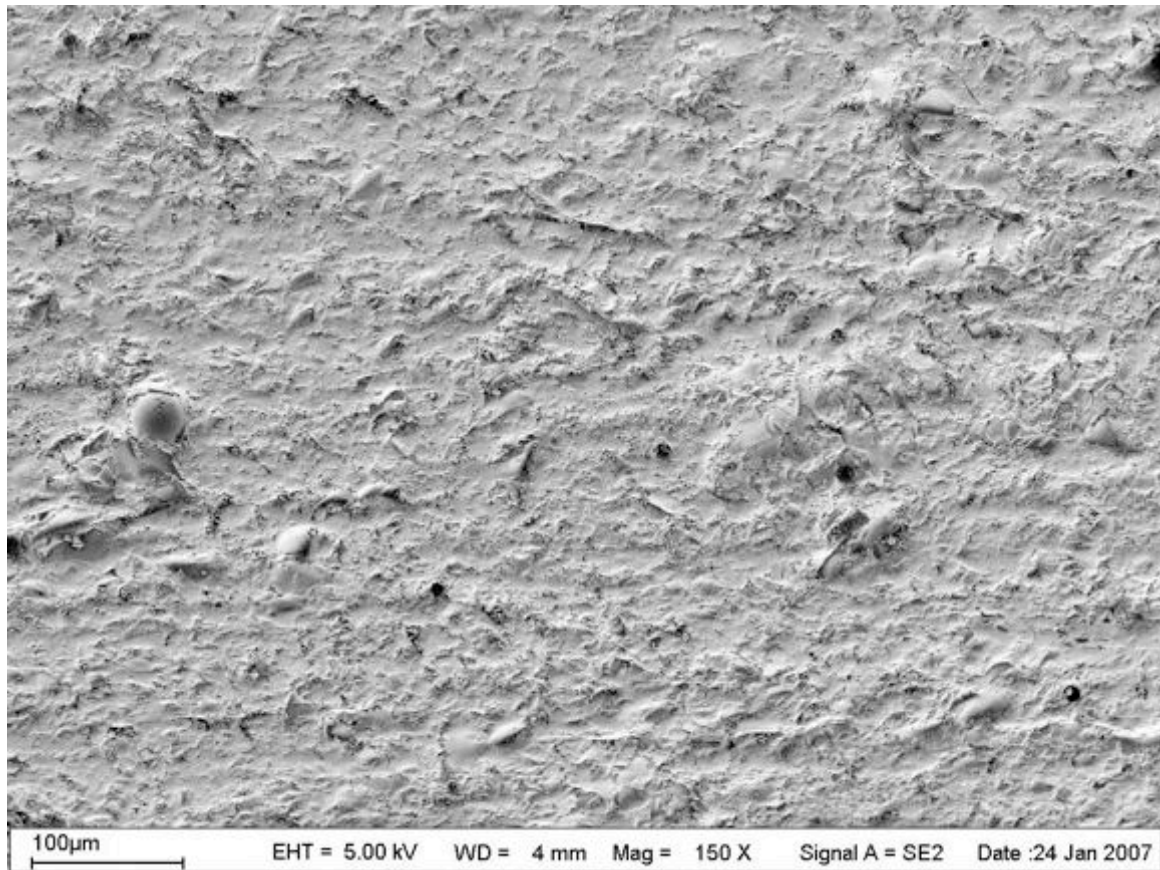
Kammer 7, GC Initial Zr, 400.000 Zyklen, 1500-fache Vergrößerung



Kammer 8, Cercon cerams S, Baseline, 150-fache Vergrößerung



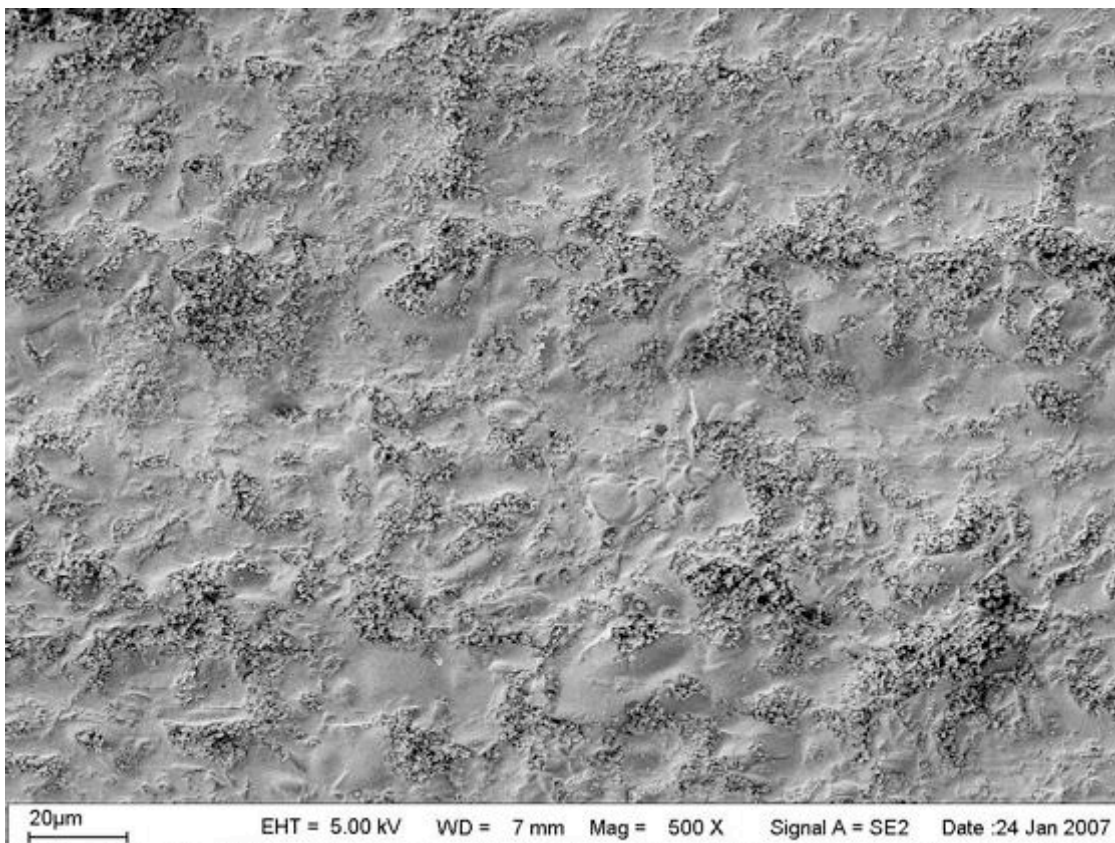
Kammer 8, Cercon cerams S, 200.000 Zyklen, 150-fache Vergrößerung



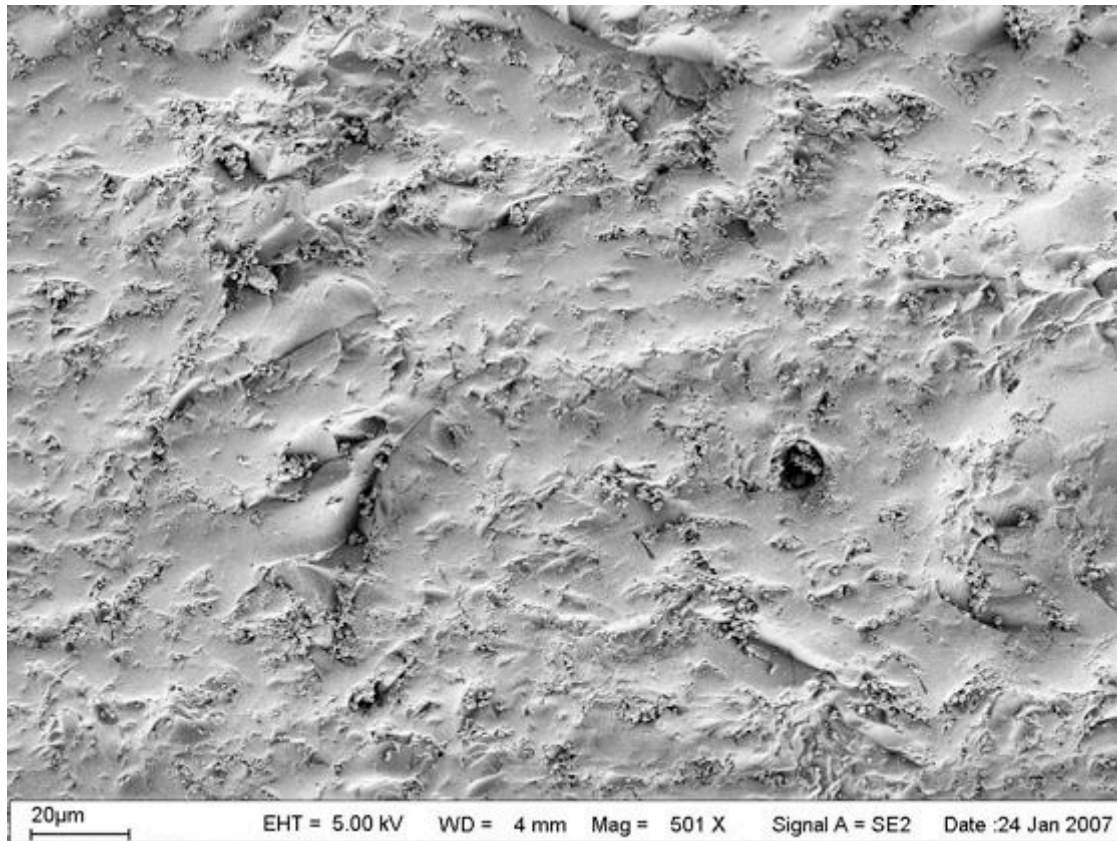
Kammer 8, Cercon cerams S, 400.000 Zyklen, 150-fache Vergrößerung



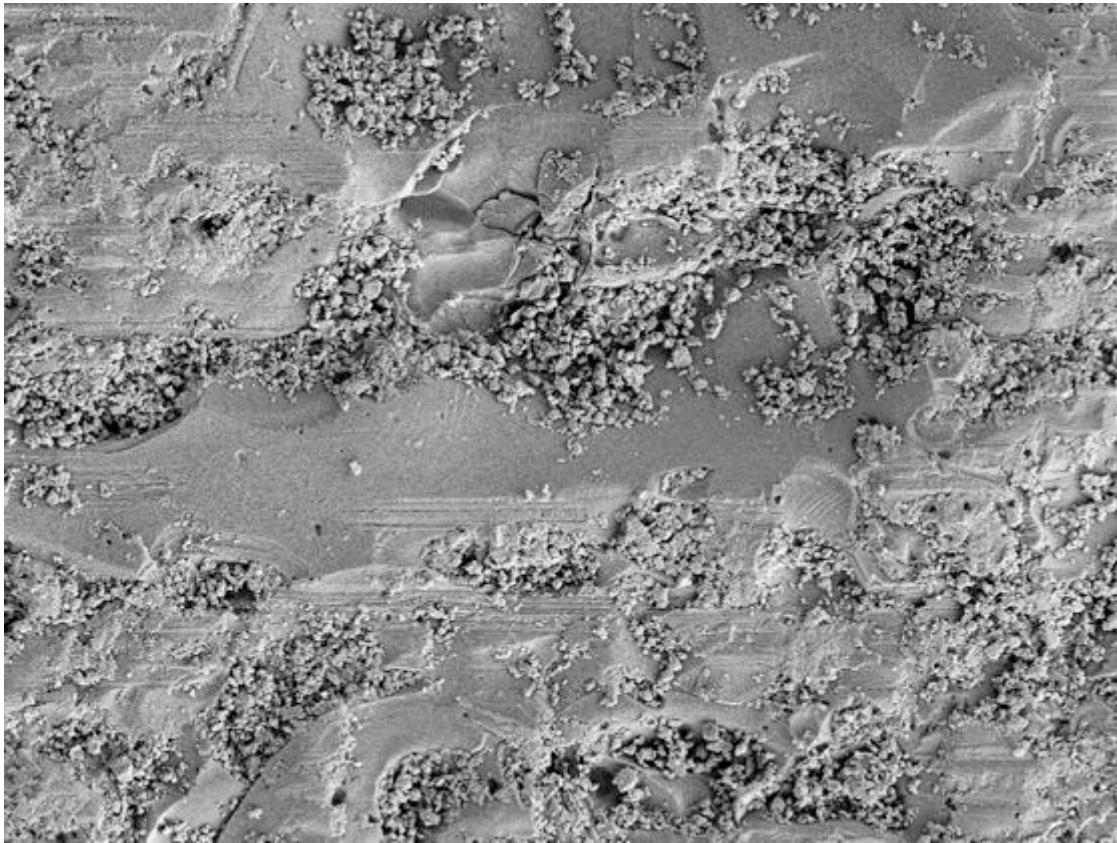
Kammer 8, Cercon cerams S, Baseline, 500-fache Vergrößerung



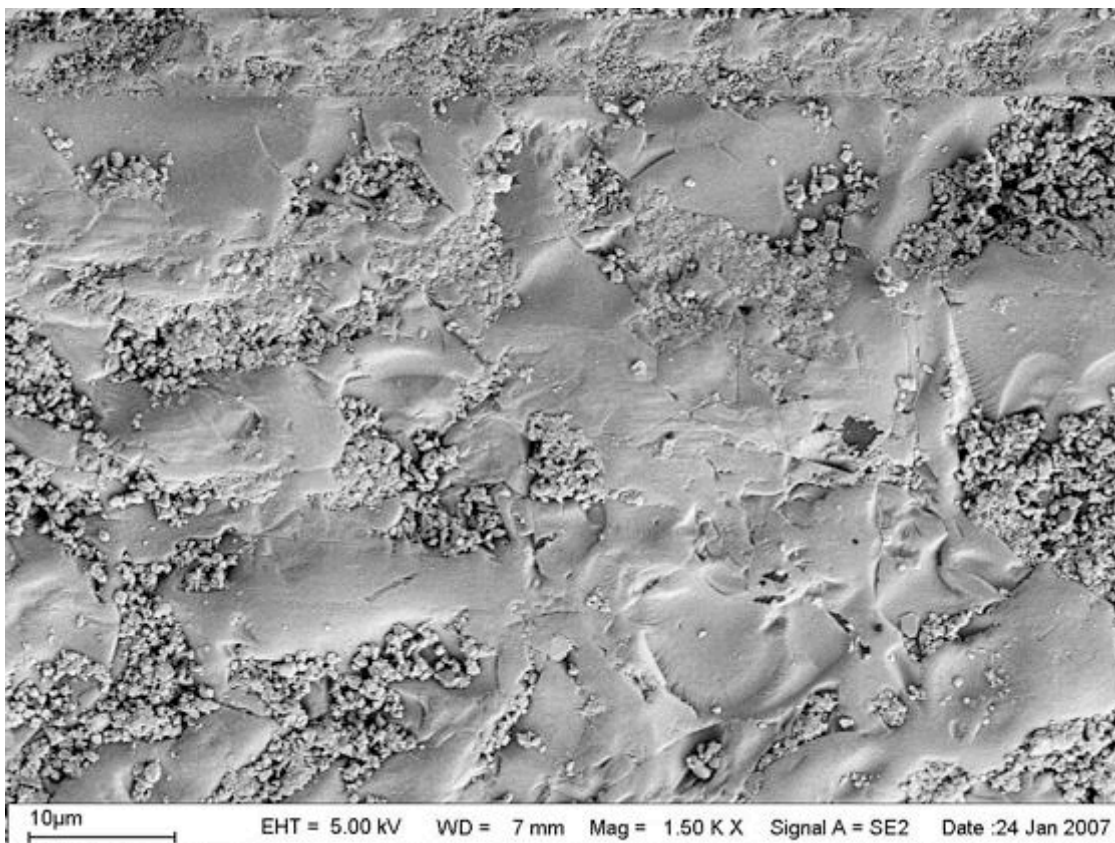
Kammer 8, Cercon cerams S, 200.000 Zyklen, 500-fache Vergrößerung



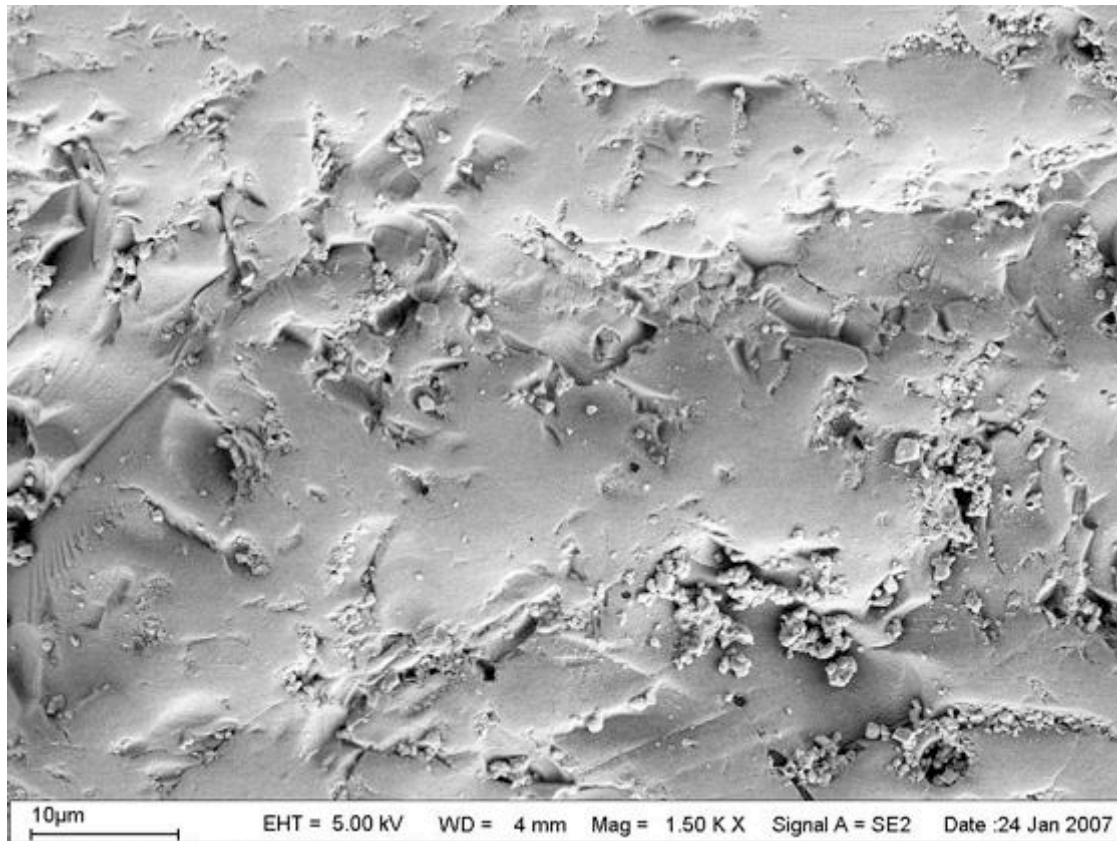
Kammer 8, Cercon cerams S, 400.000 Zyklen, 500-fache Vergrößerung



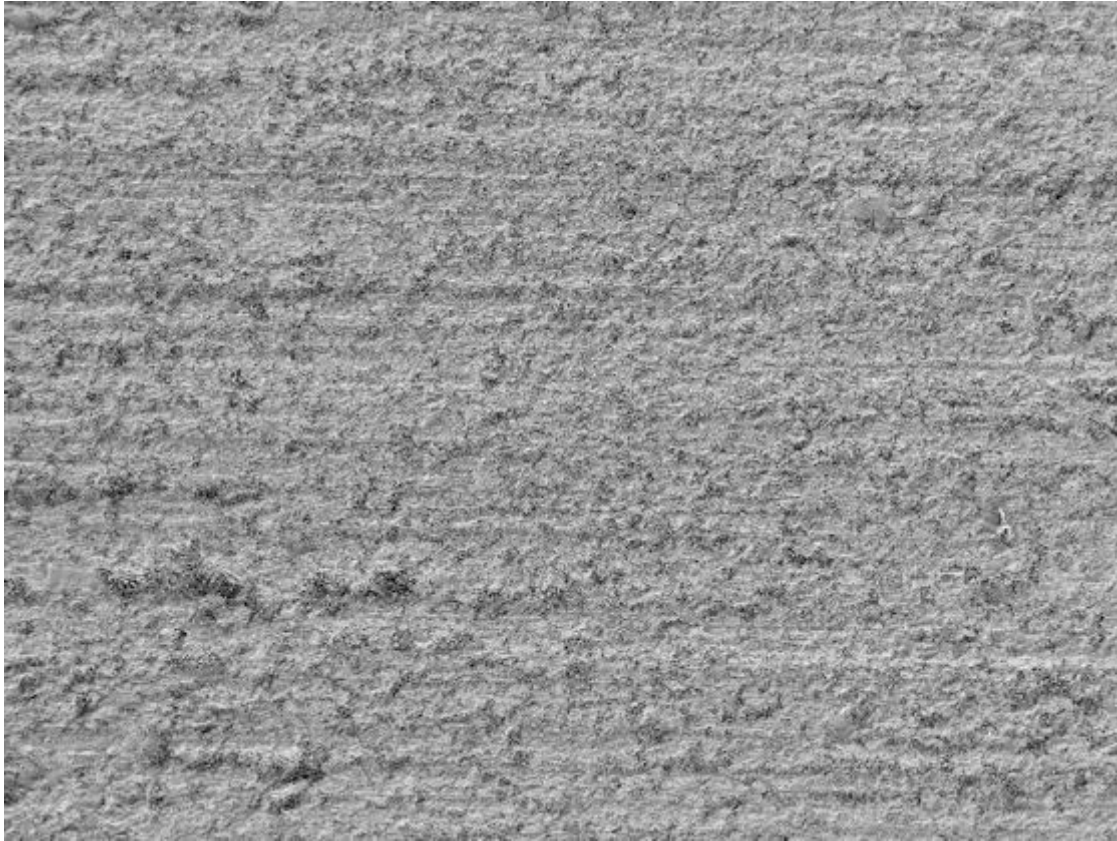
Kammer 8, Cercon cerams S, Baseline, 1500-fache Vergrößerung



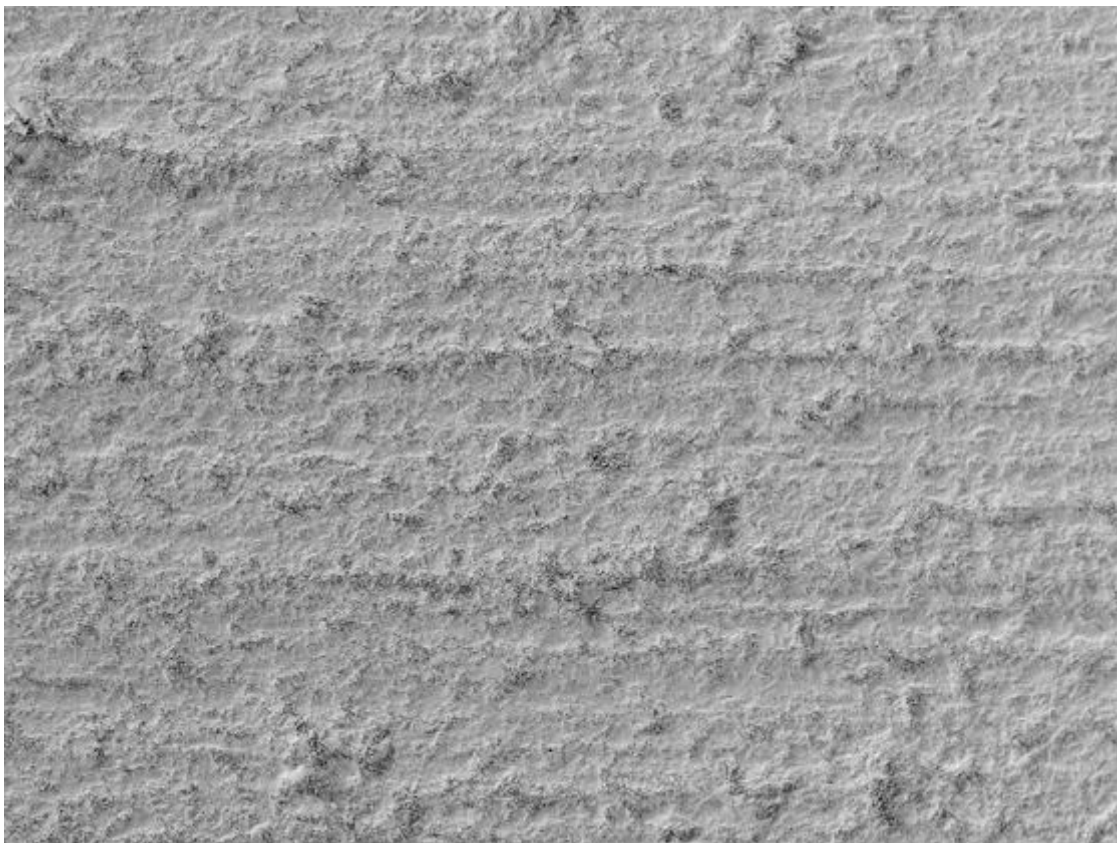
Kammer 8, Cercon cerams S, 200.000 Zyklen, 1500-fache Vergrößerung



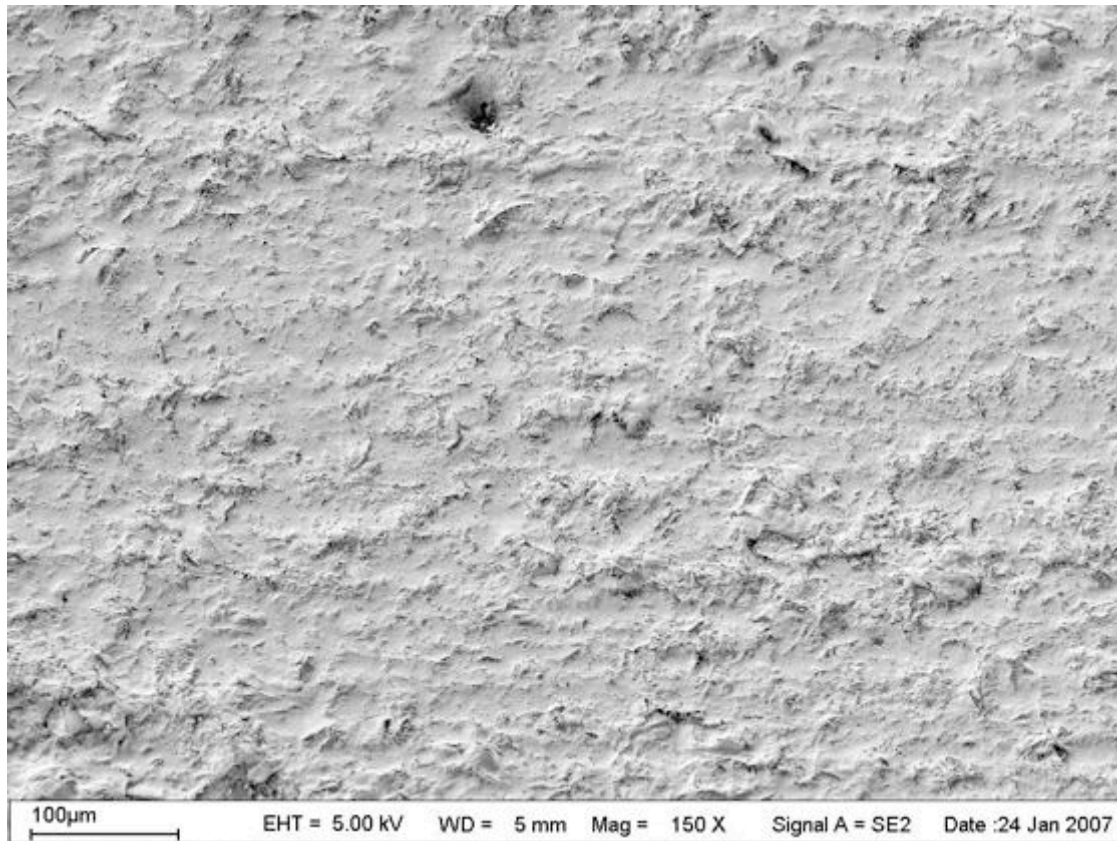
Kammer 8, Cercon cerams S, 400.000 Zyklen, 1500-fache Vergrößerung



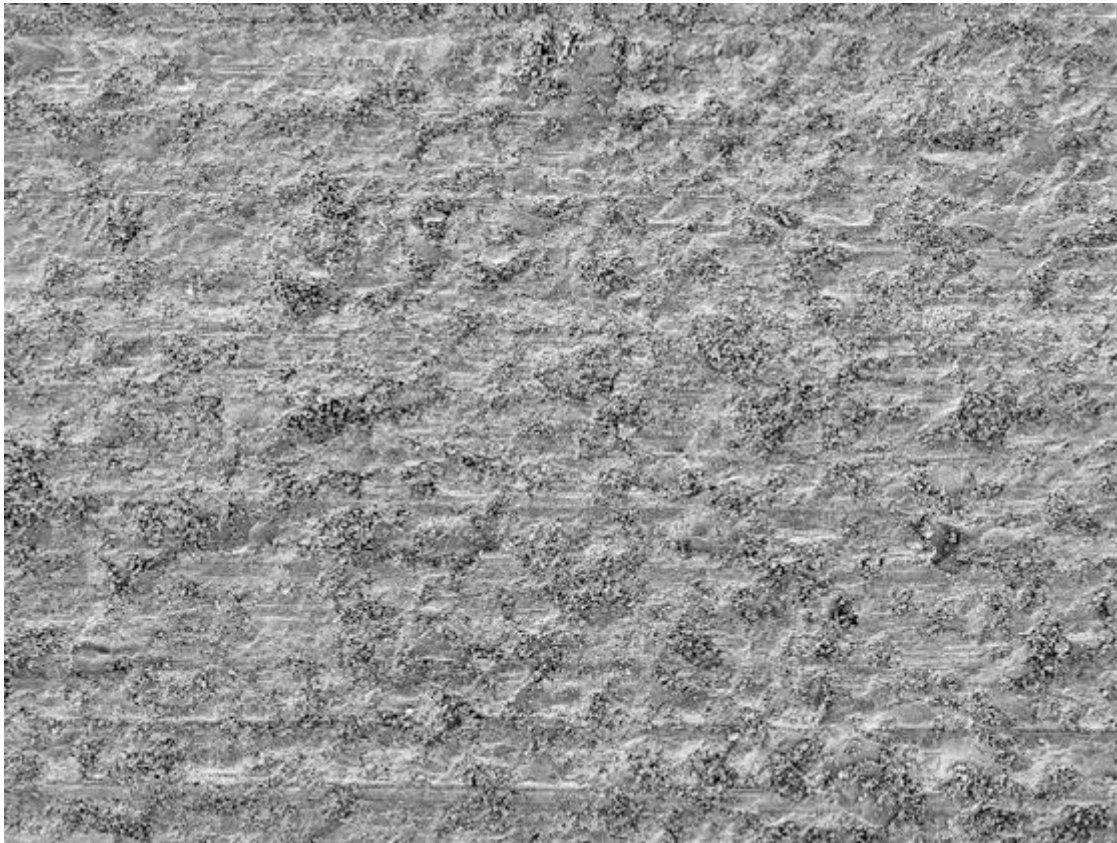
Kammer 9, Cercon creams Express, Baseline, 150-fache Vergrößerung



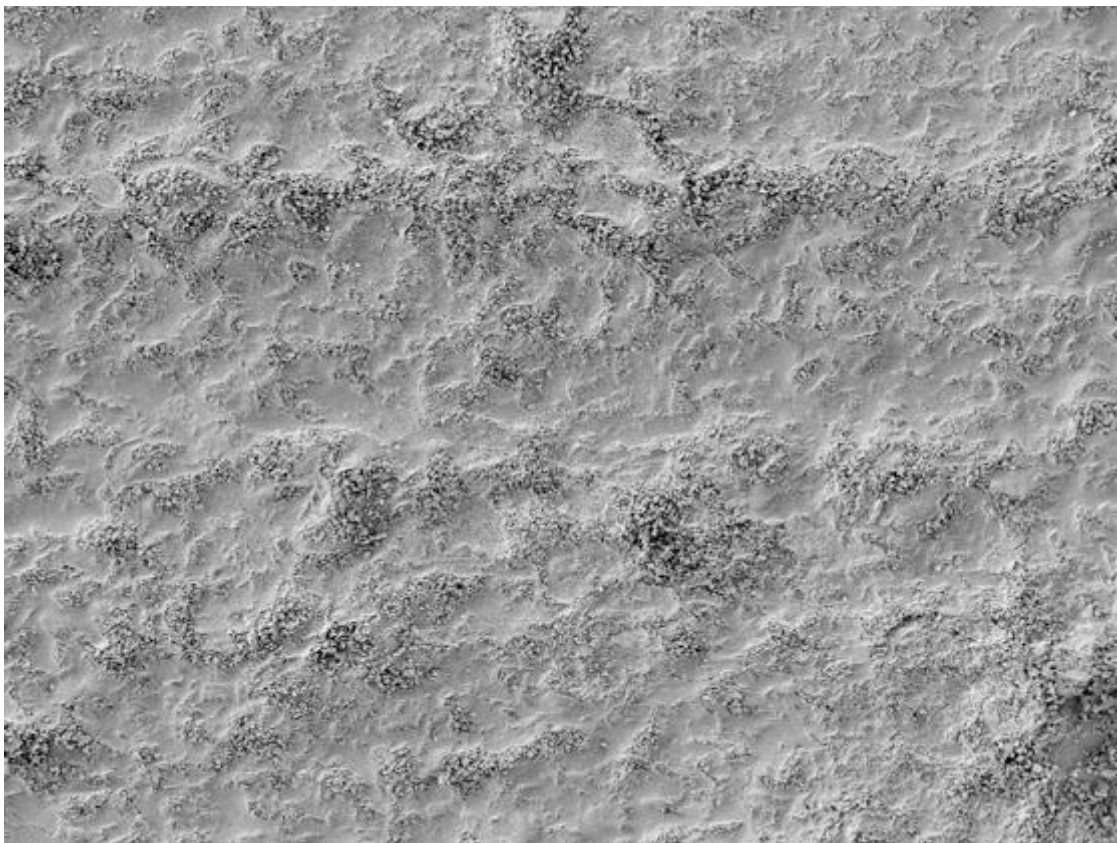
Kammer 9, Cercon cerams Express, 200.000Zyklen, 150-fache Vergrößerung



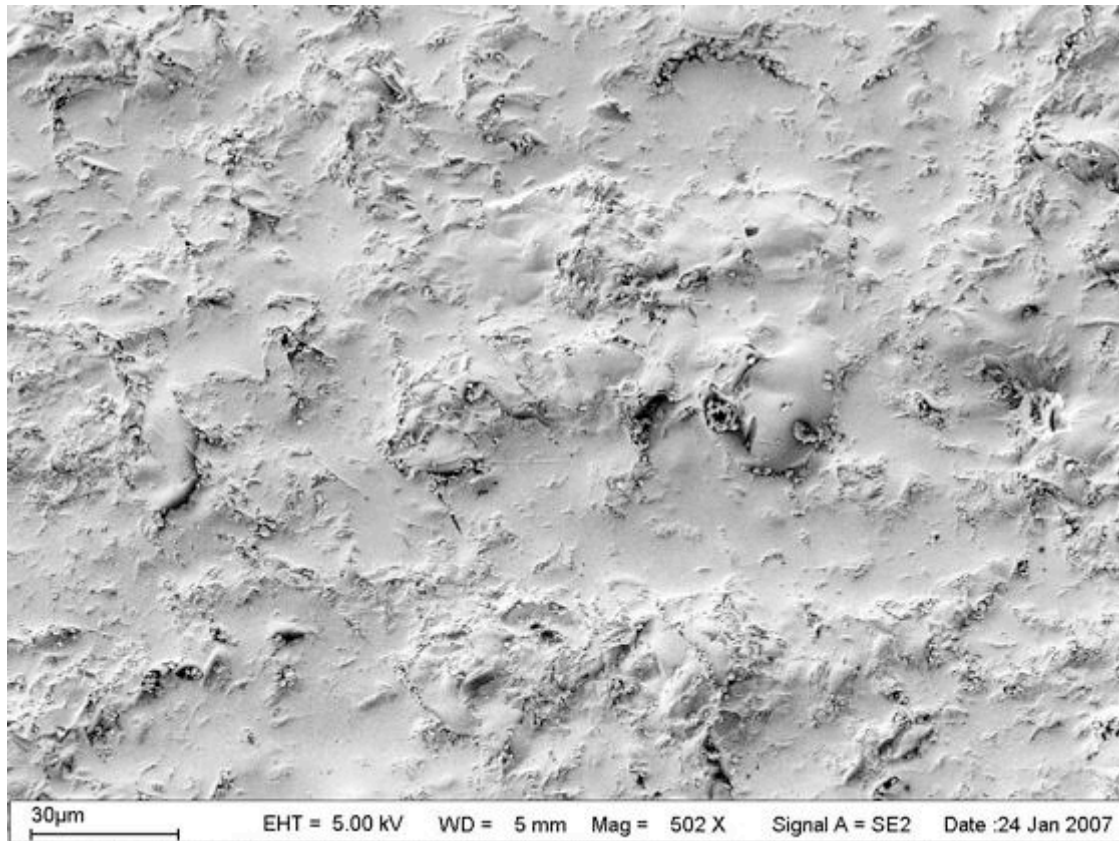
Kammer 9, Cercon cerams Express, 400.000 Zyklen, 150-fache Vergrößerung



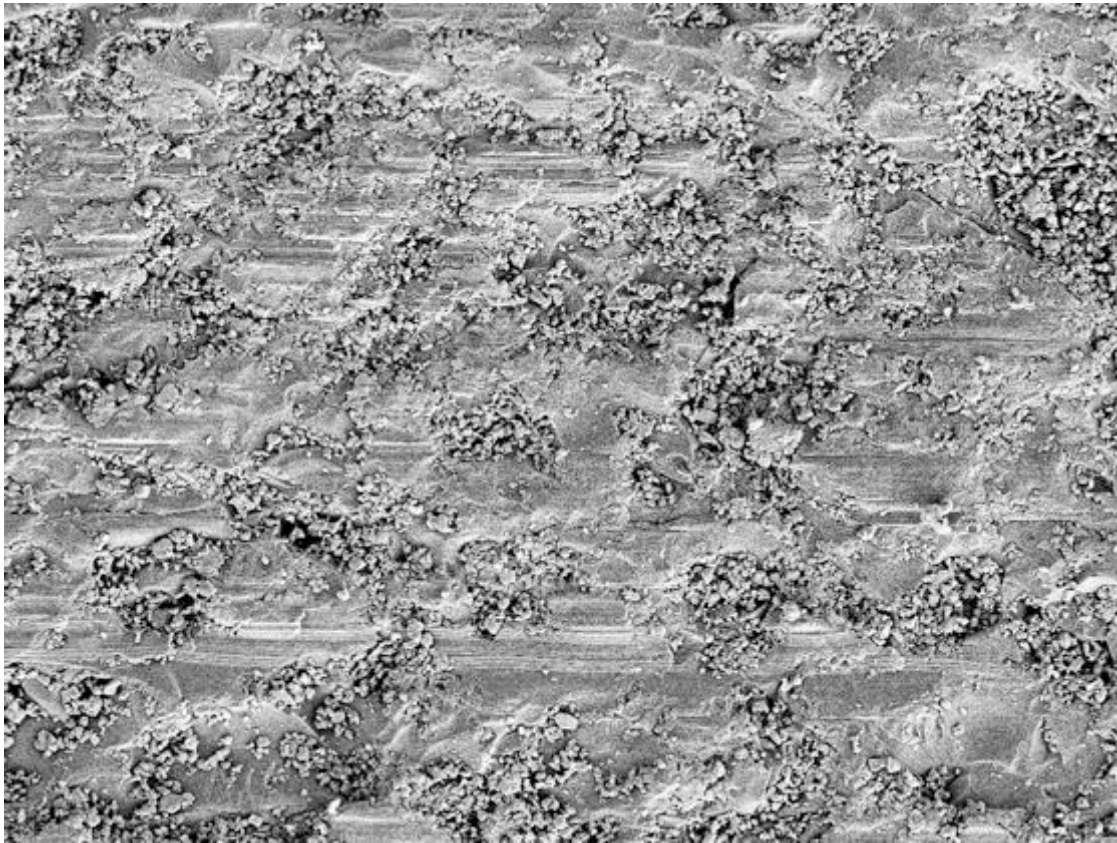
Kammer 9, Cercon creams Express, Baseline, 500- fache Vergrößerung



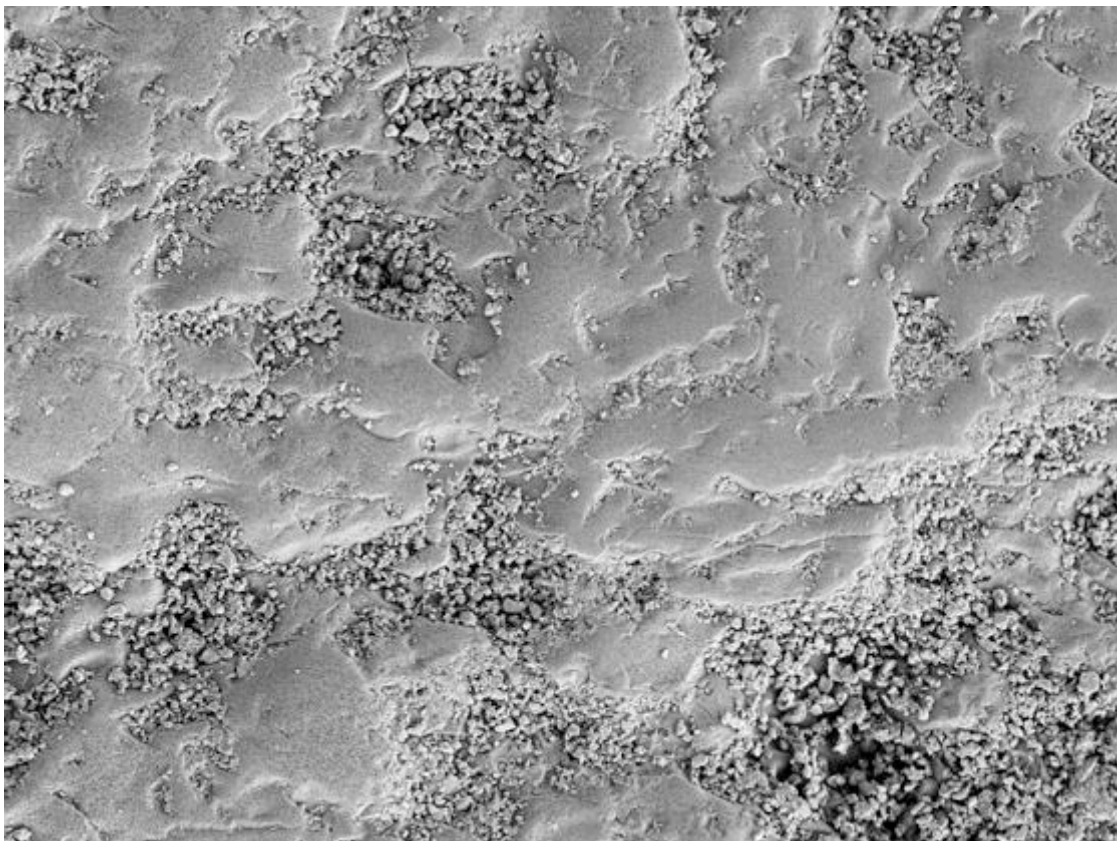
Kammer 9, Cercon cerams Express, 200.000 Zyklen, 500-fache Vergrößerung



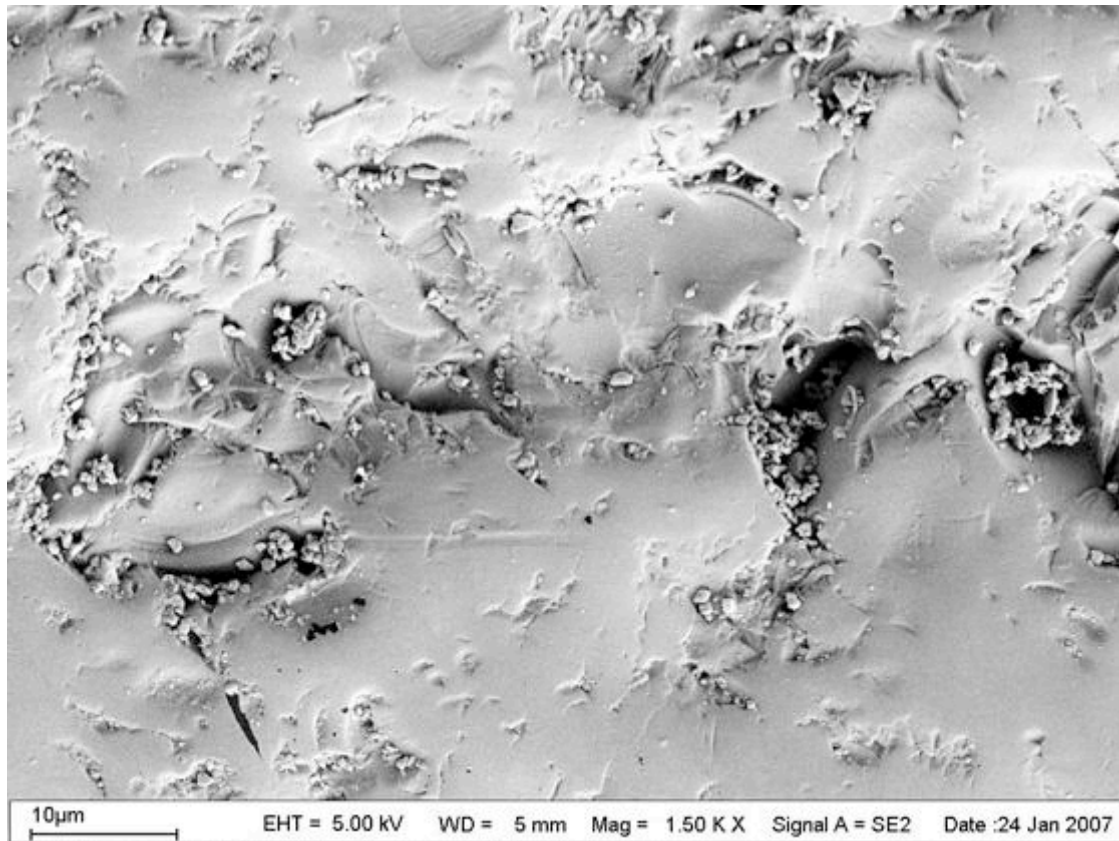
Kammer 9, Cercon cerams Express, 400.000 Zyklen, 500-fache Vergrößerung



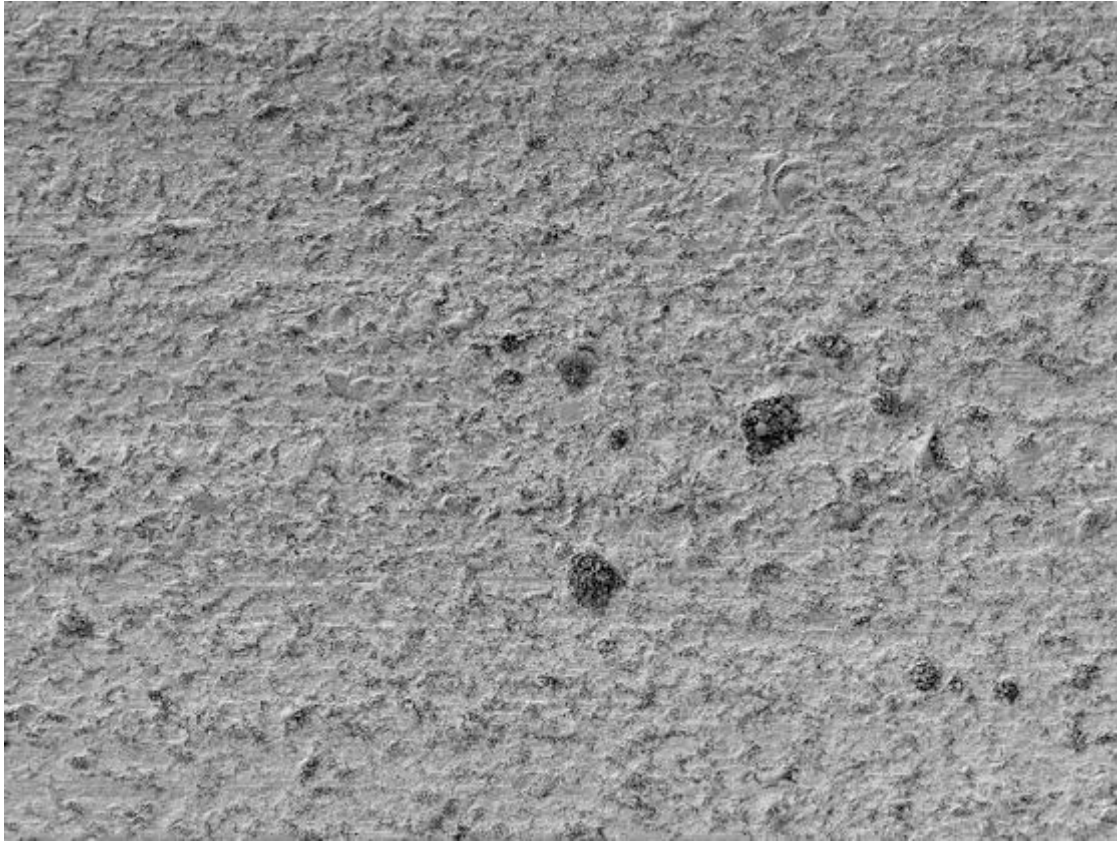
Kammer 9, Cercon creams Express, Baseline, 1500- fache Vergrößerung



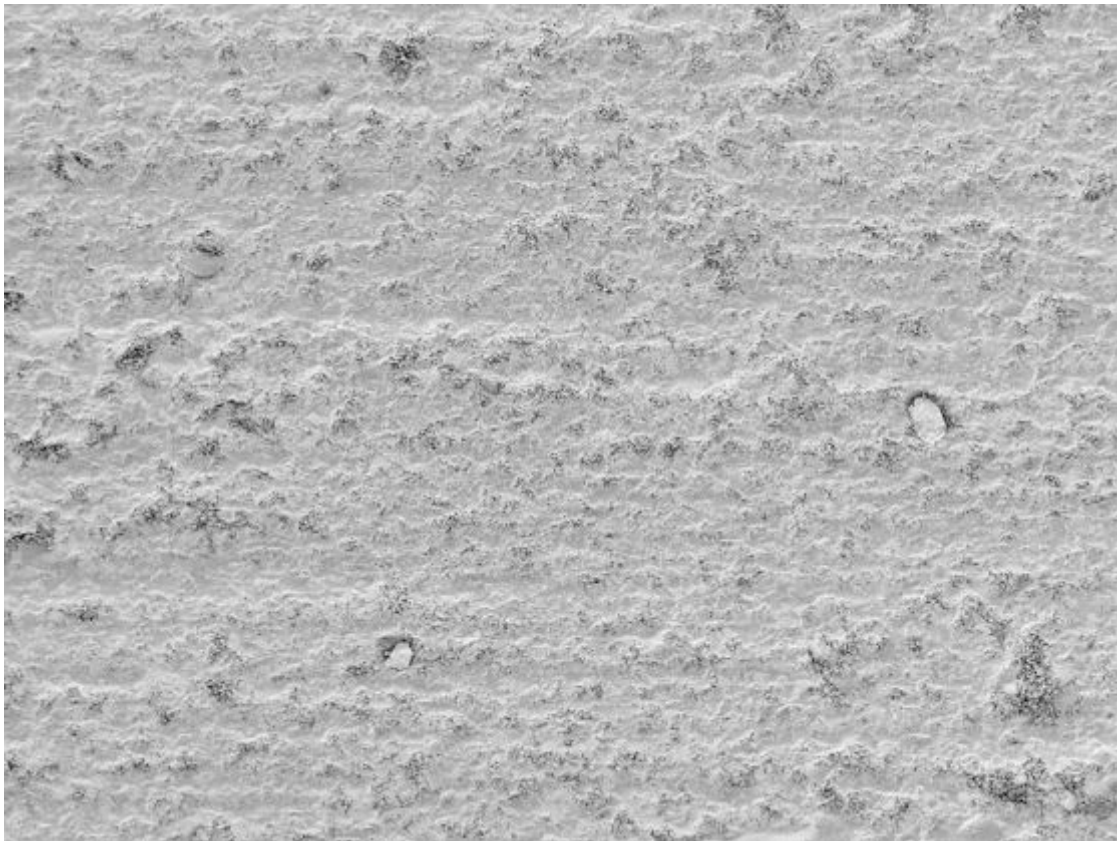
Kammer 9, Cercon ceramics Express, 200.000 Zyklen, 1500-fache Vergrößerung



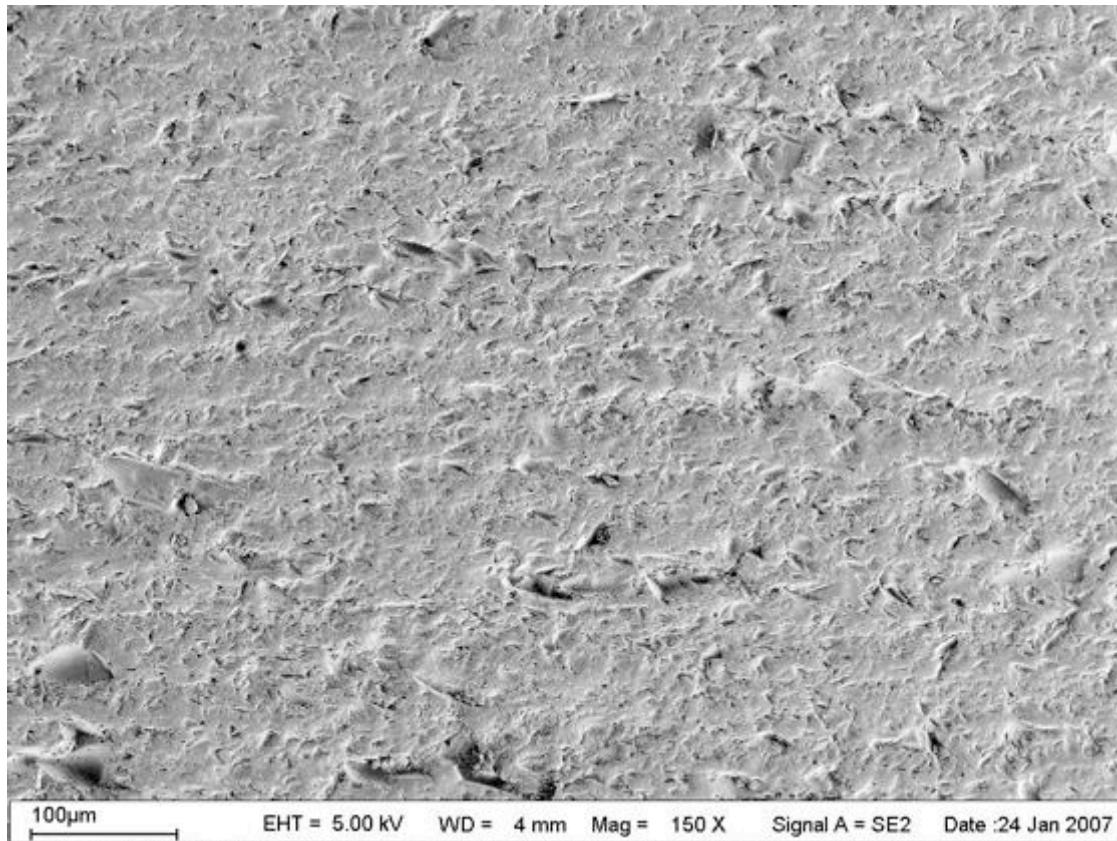
Kammer 9, Cercon cerams Express, 400.000 Zyklen, 1500-fache Vergrößerung



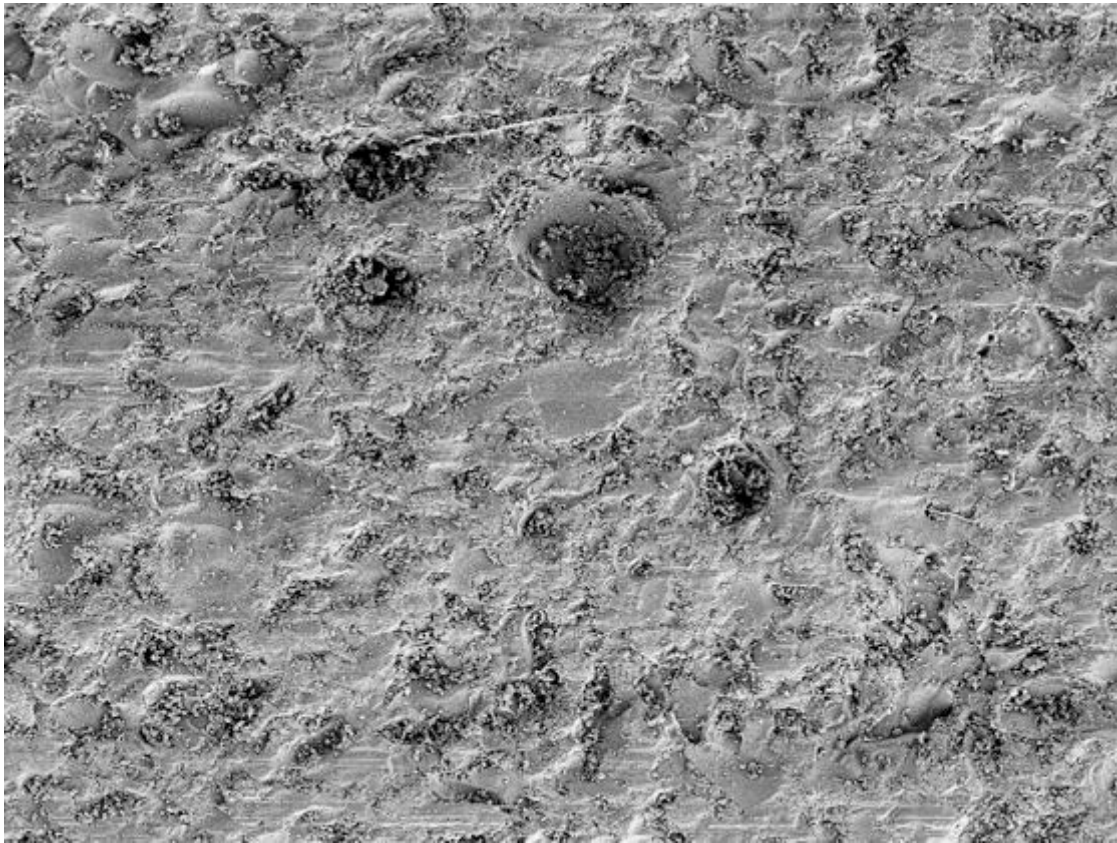
Kammer 10, ivoclar IPS e.max Ceram, Baseline, 150-fache Vergrößerung



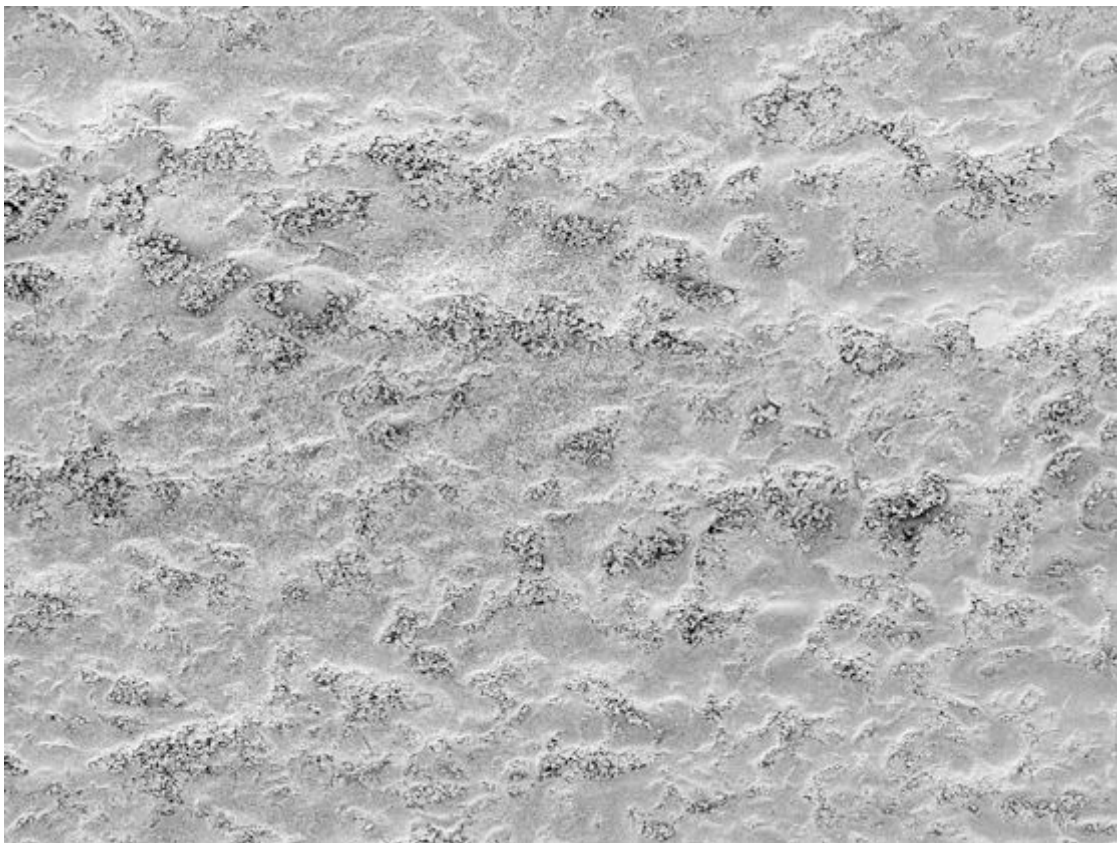
Kammer 10, ivoclar IPS e.max Ceram, 200.000 Zyklen, 150-fache Vergrößerung



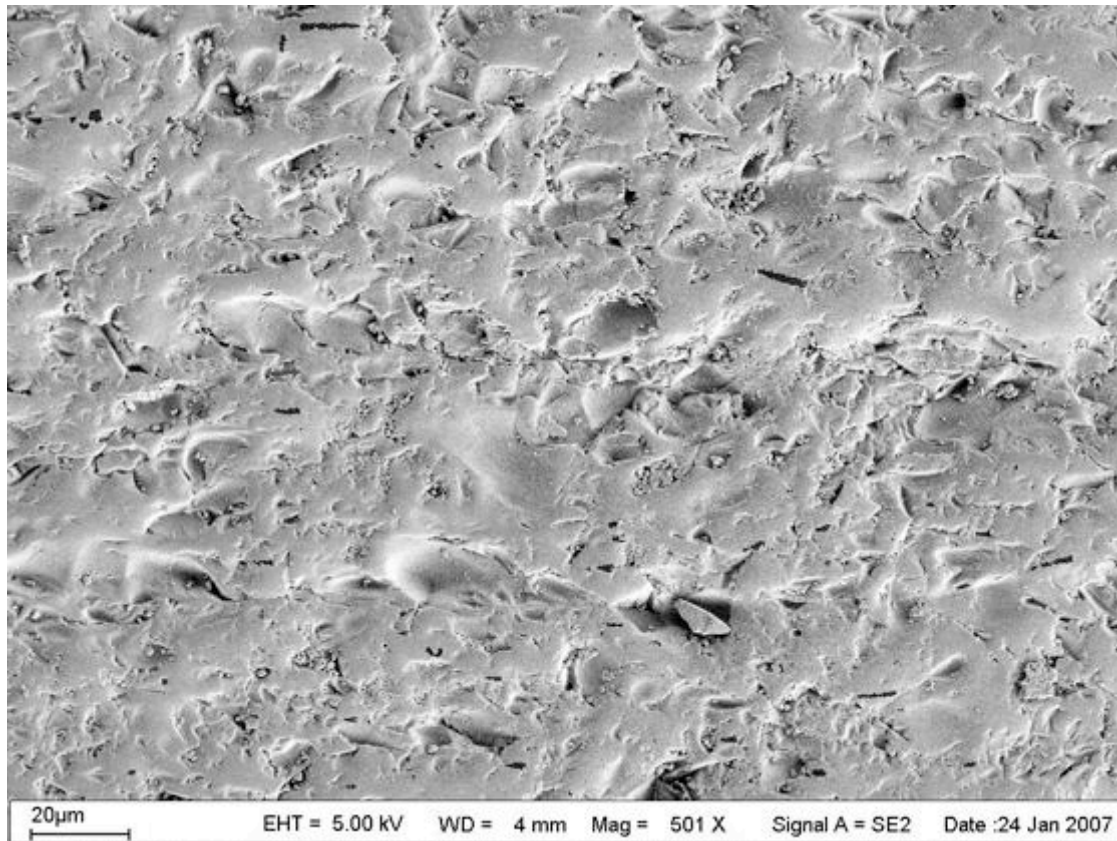
Kammer 10, ivoclar IPS e.max Ceram, 400.000 Zyklen, 150-fache Vergrößerung



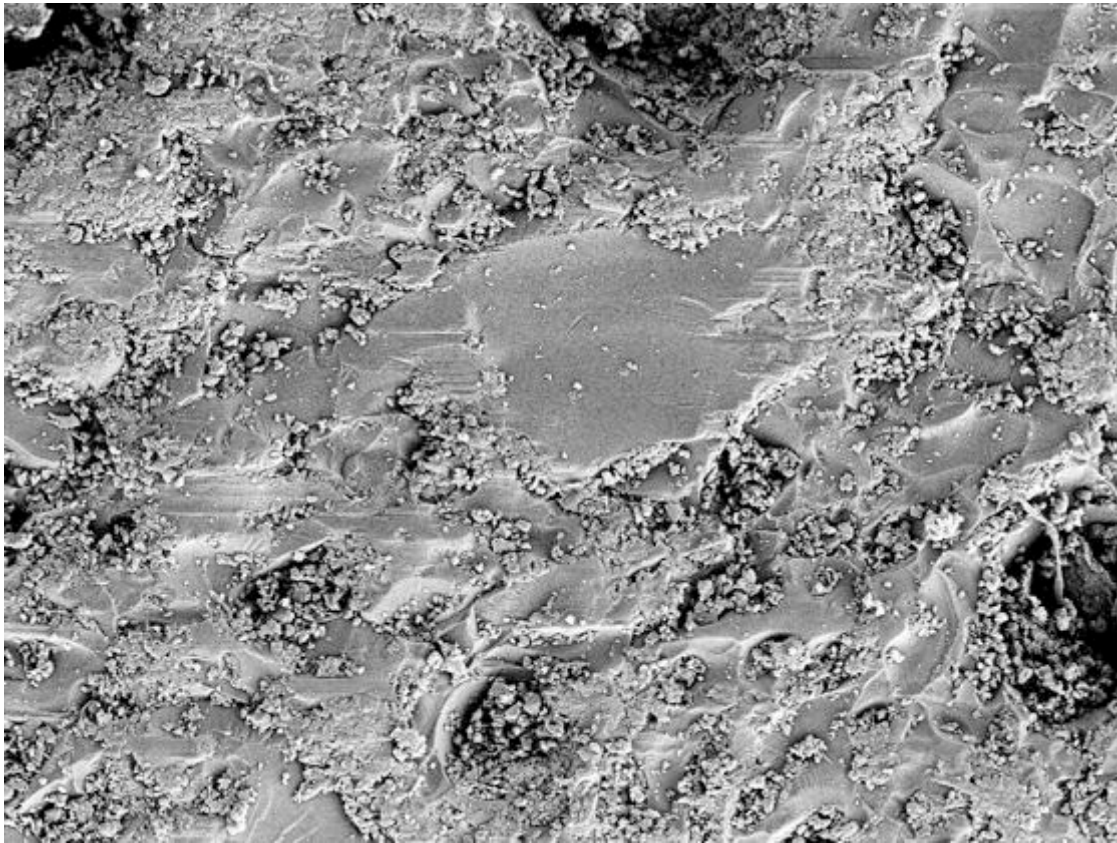
Kammer 10, ivoclar IPS e.max Ceram, Baseline, 500-fache Vergrößerung



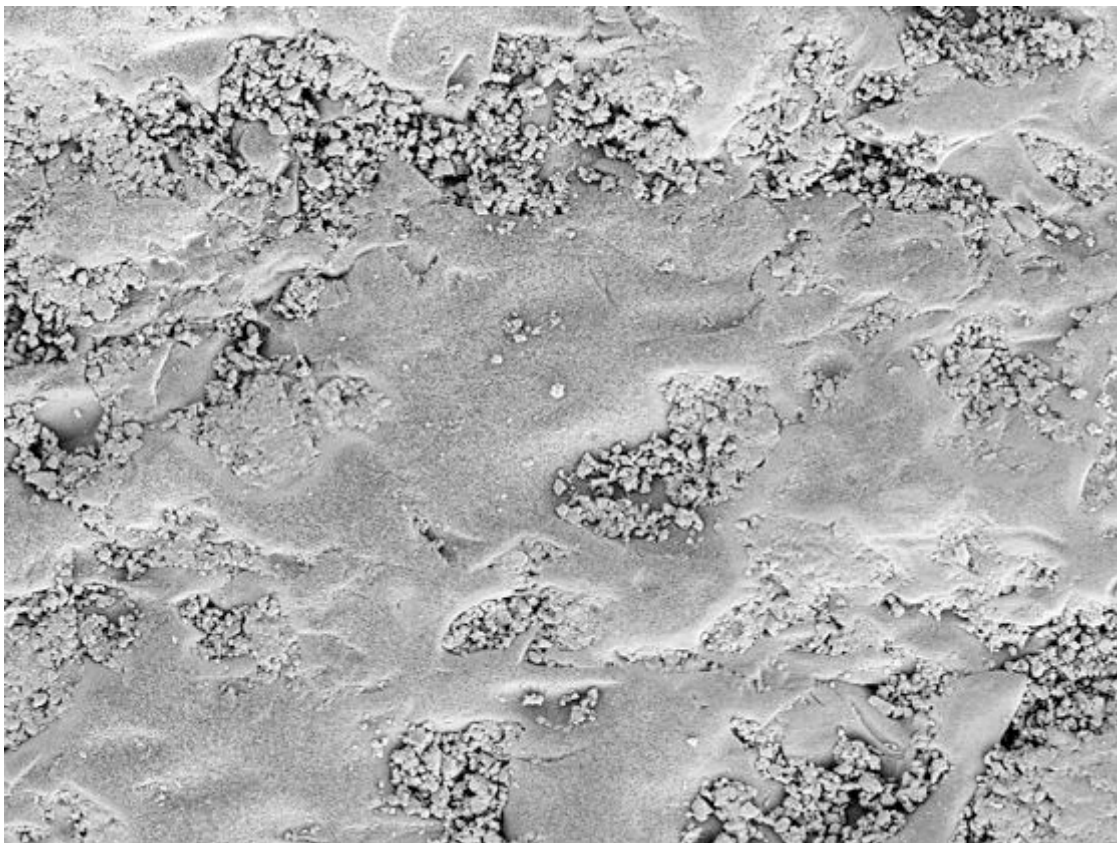
Kammer 10, ivoclar IPS e.max Ceram, 200.000 Zyklen, 500-fache Vergrößerung



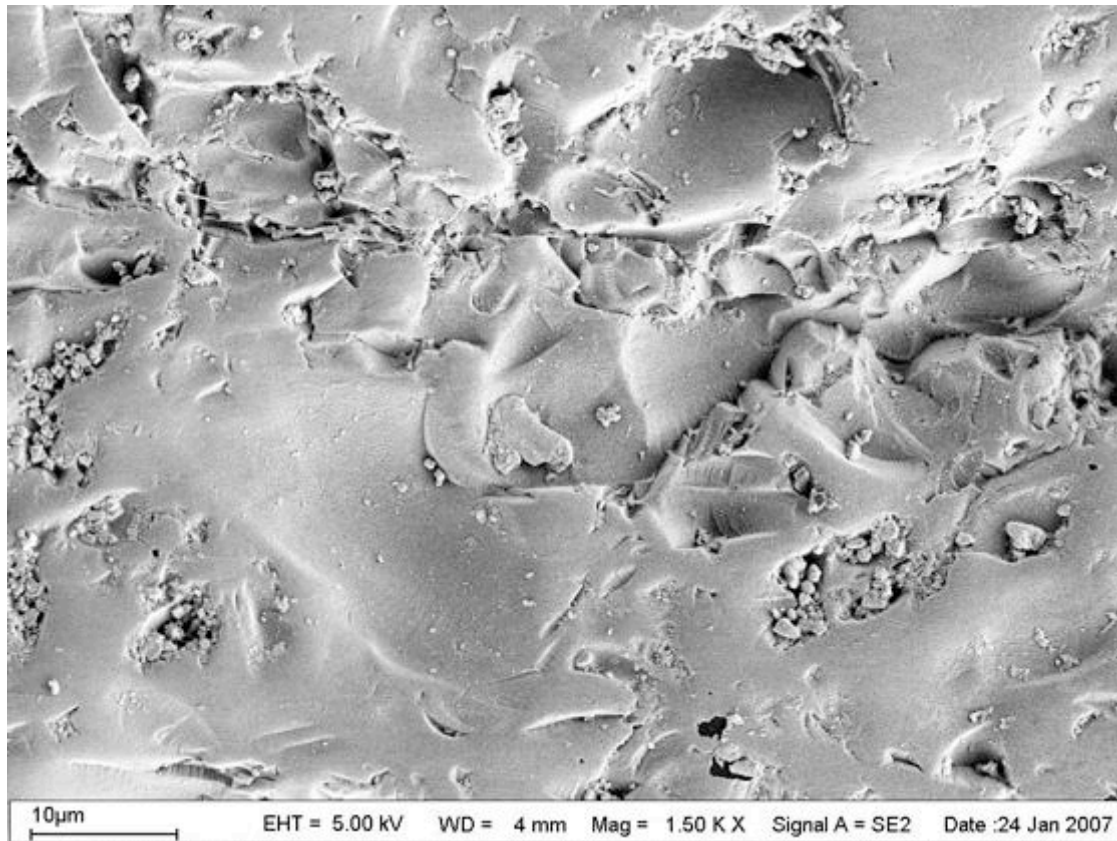
Kammer 10, ivoclar IPS e.max Ceram, 400.000 Zyklen, 500-fache Vergrößerung



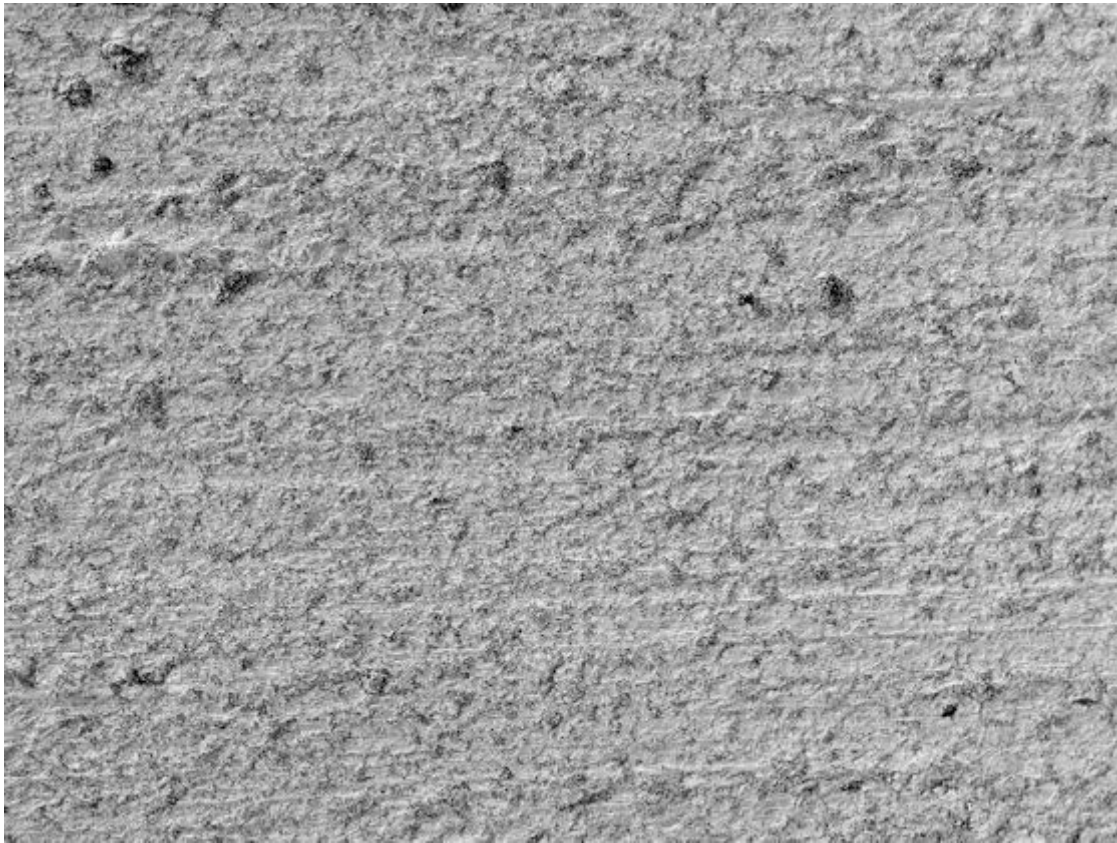
Kammer 10, ivoclar IPS e.max Ceram, Baseline, 1500-fache Vergrößerung



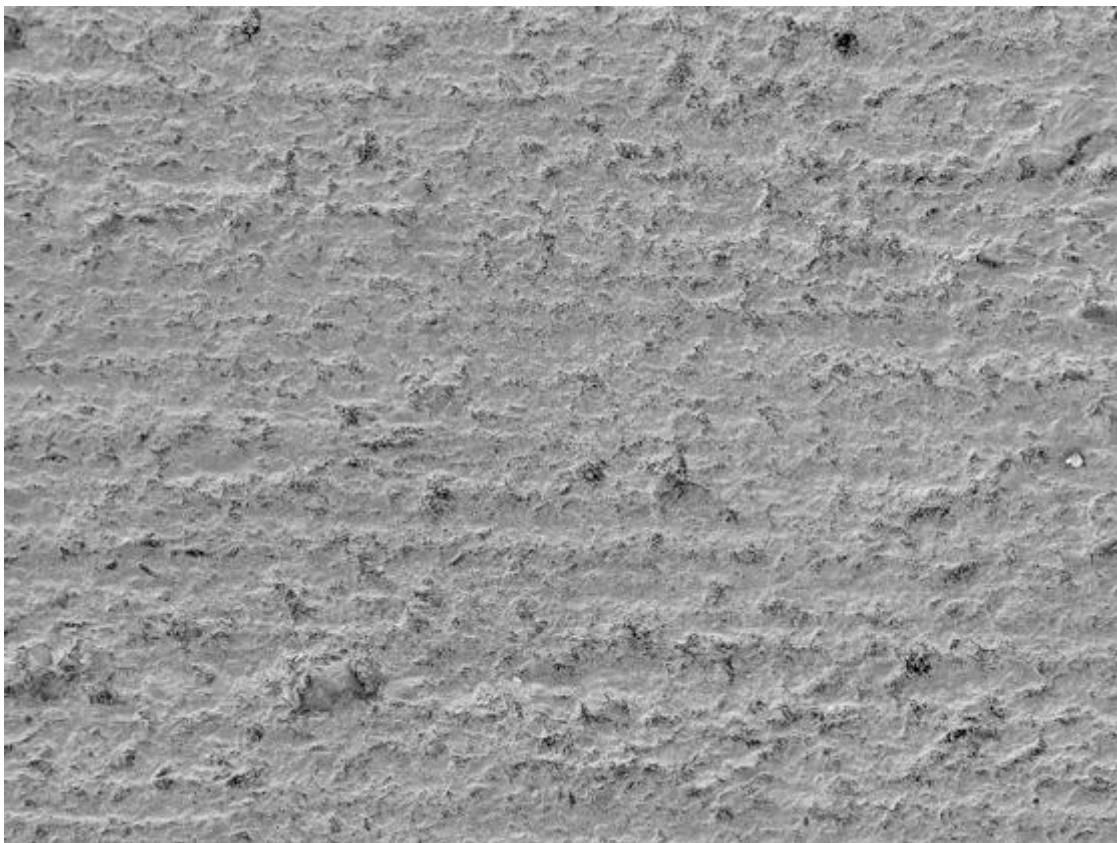
Kammer 10, ivoclar IPS e.max Ceram, 200.000 Zyklen, 1500-fache Vergrößerung



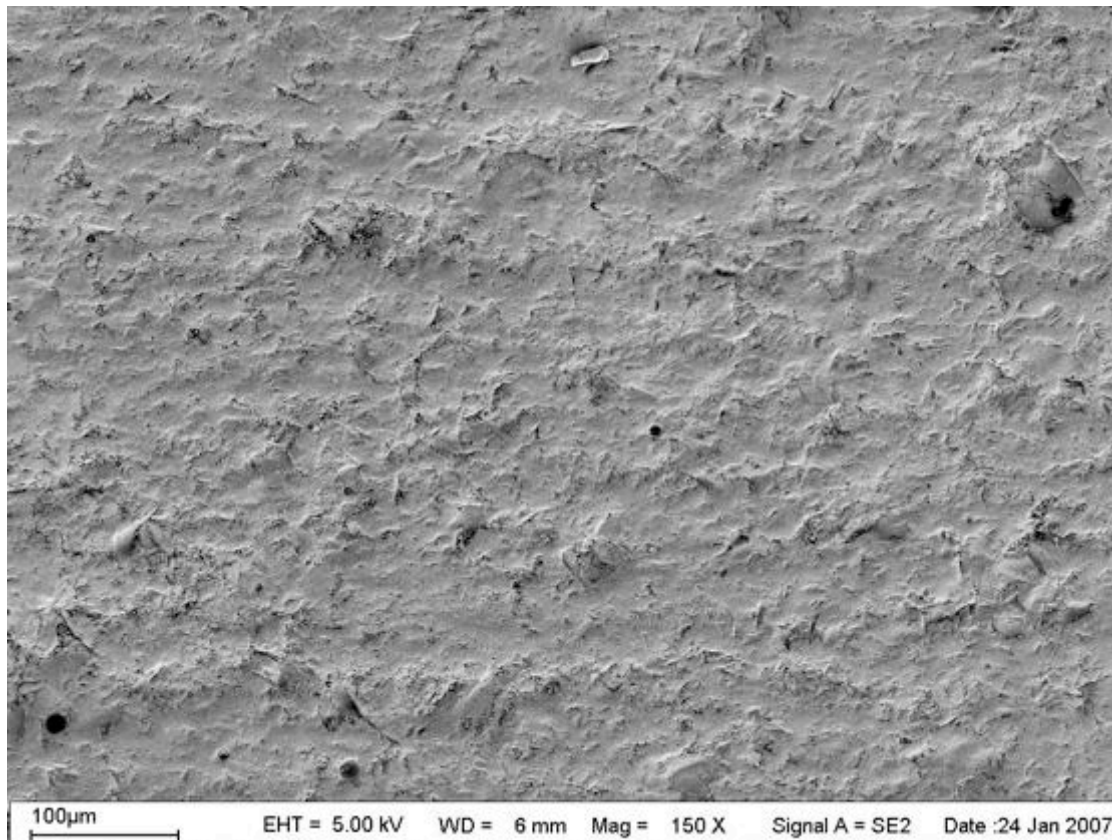
Kammer 10, ivoclar IPS e.max Ceram, 400.000 Zyklen, 1500-fache Vergrößerung



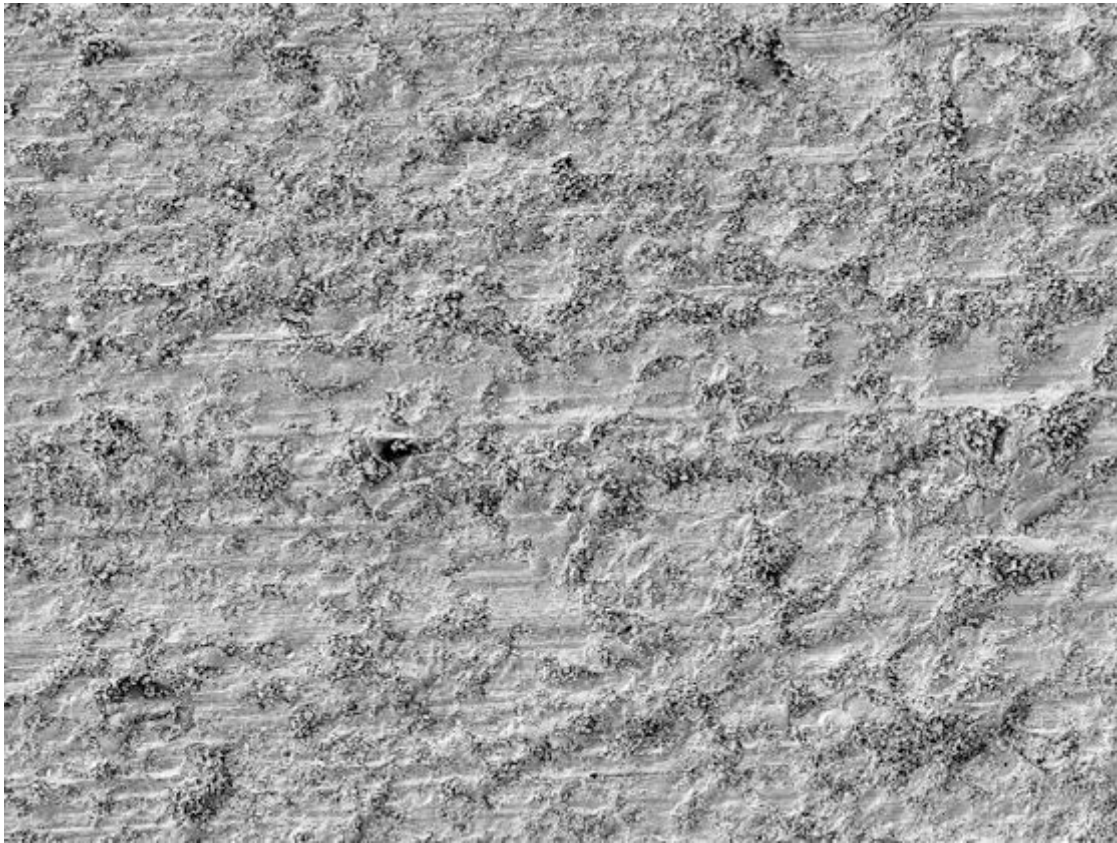
Kammer 11, CeHa WHITE CLASSIC Dentin, Baseline, 150-fache Vergrößerung



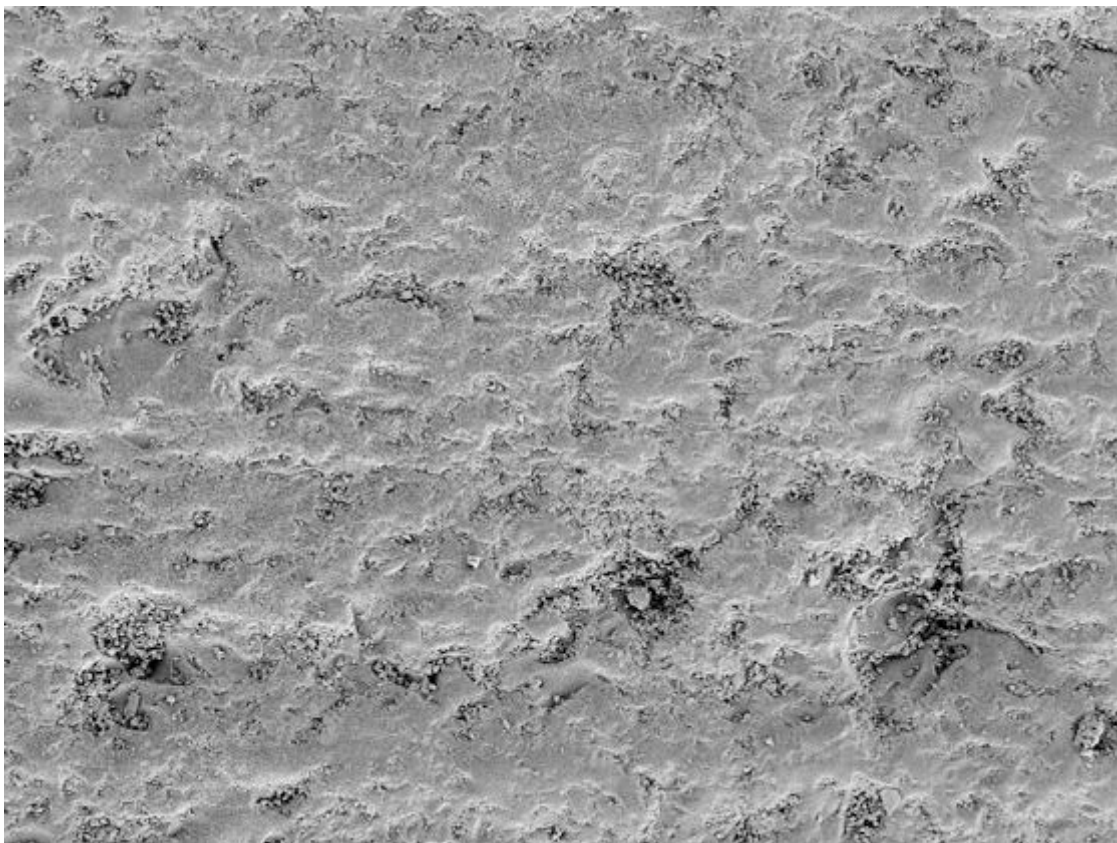
Kammer 11, CeHa WHITE CLASSIC Dentin, 200.000 Zyklen, 150-fache Vergrößerung



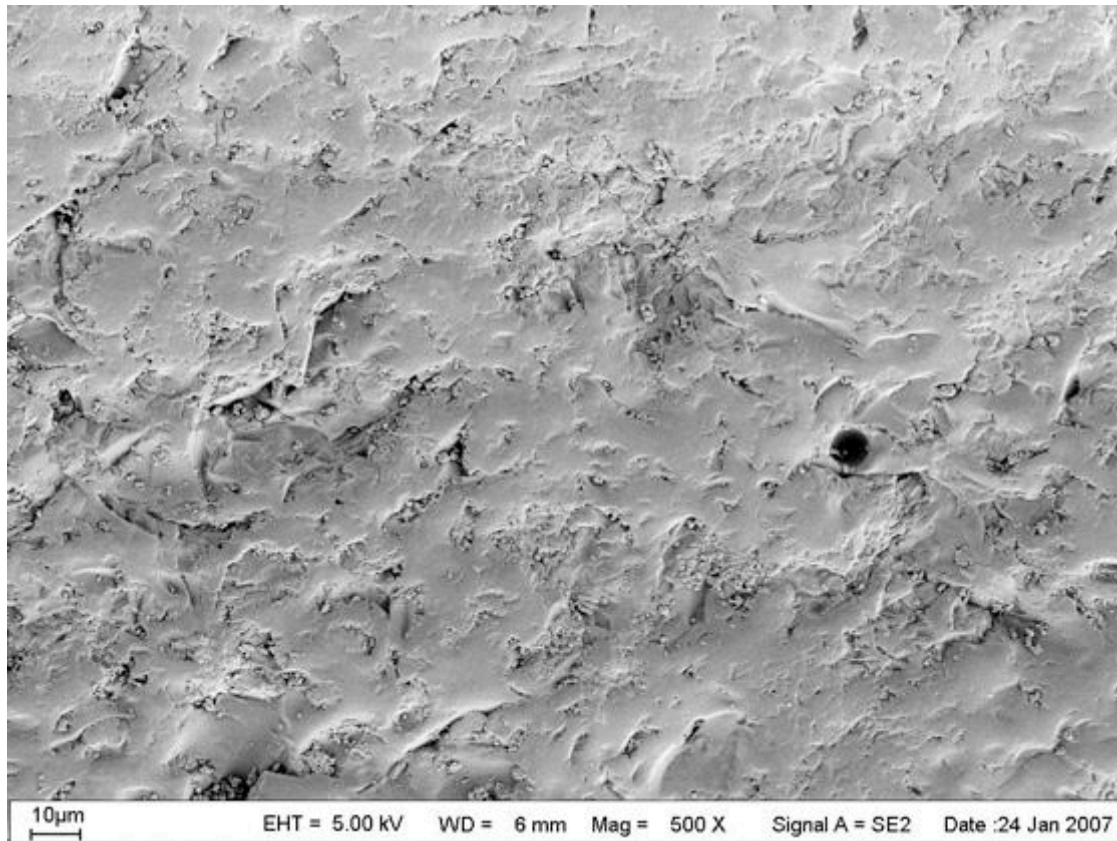
Kammer 11, CeHa WHITE CLASSIC Dentin, 400.000 Zyklen, 150-fache Vergrößerung



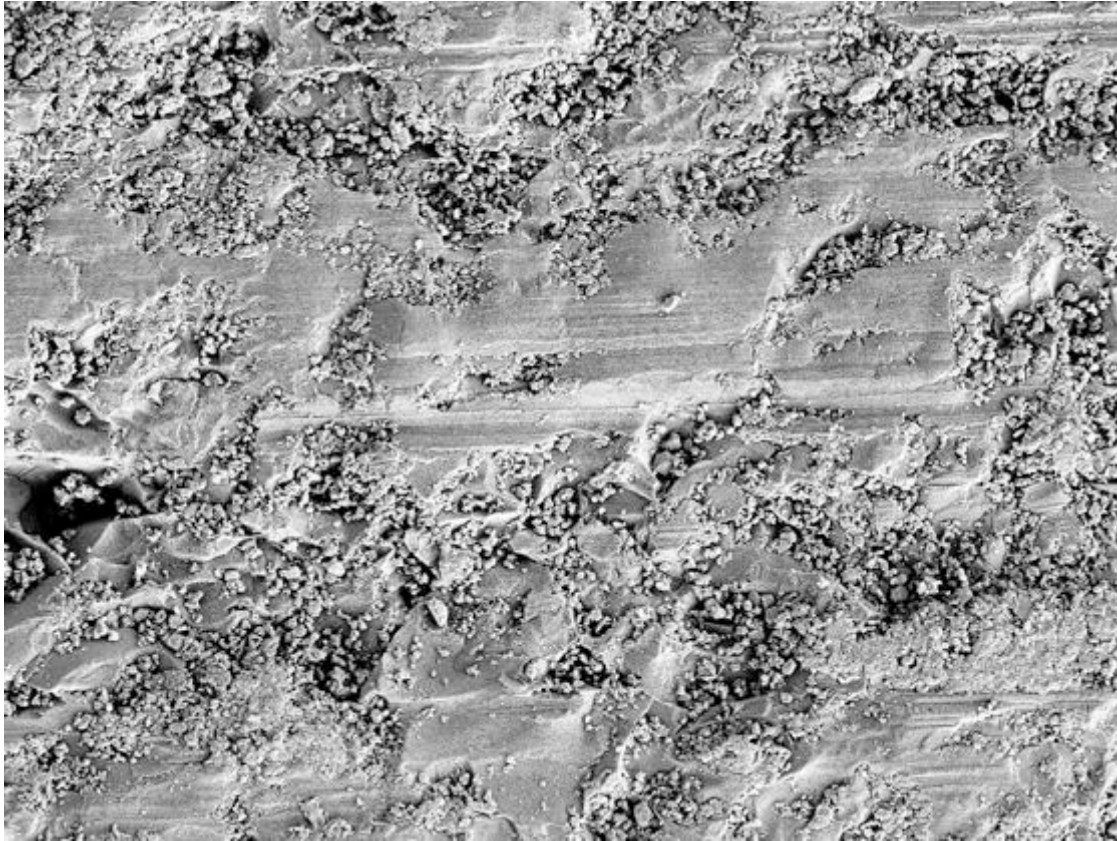
Kammer 11, CeHa WHITE CLASSIC Dentin, Baseline, 500-fache Vergrößerung



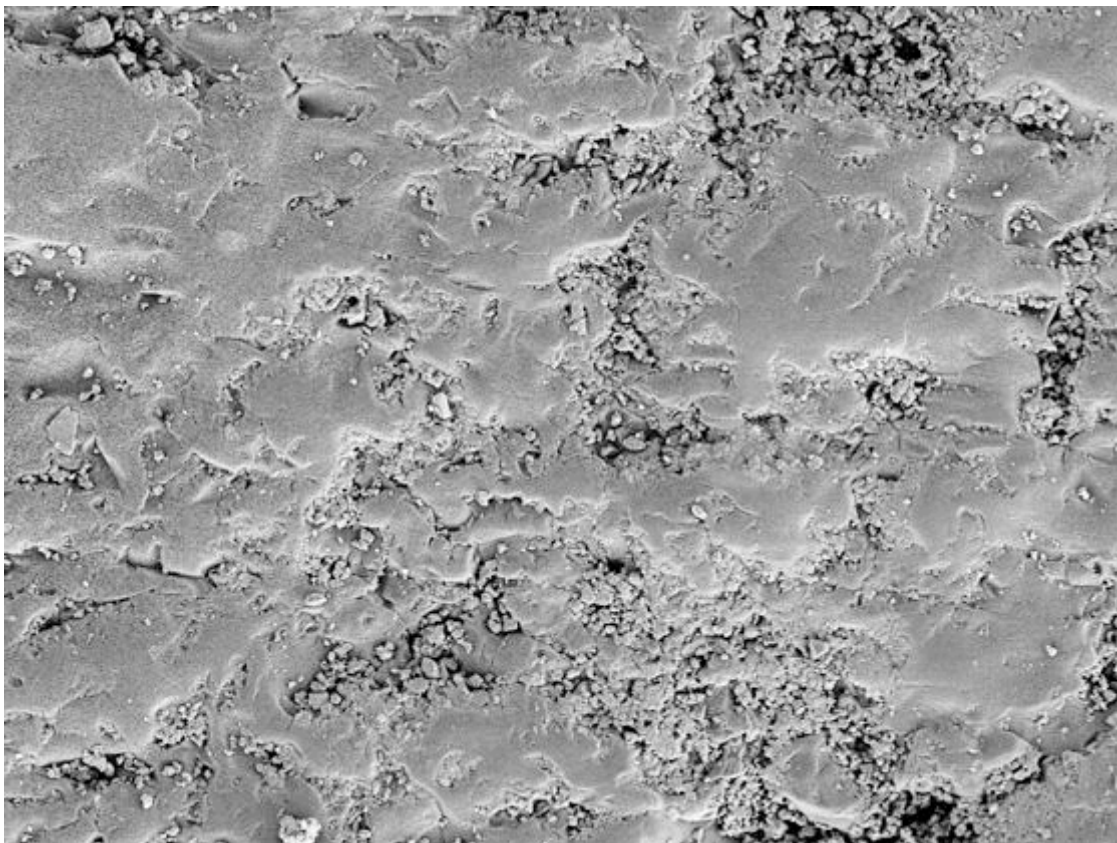
Kammer 11, CeHa WHITE CLASSIC Dentin, 200.000 Zyklen, 500-fache Vergrößerung



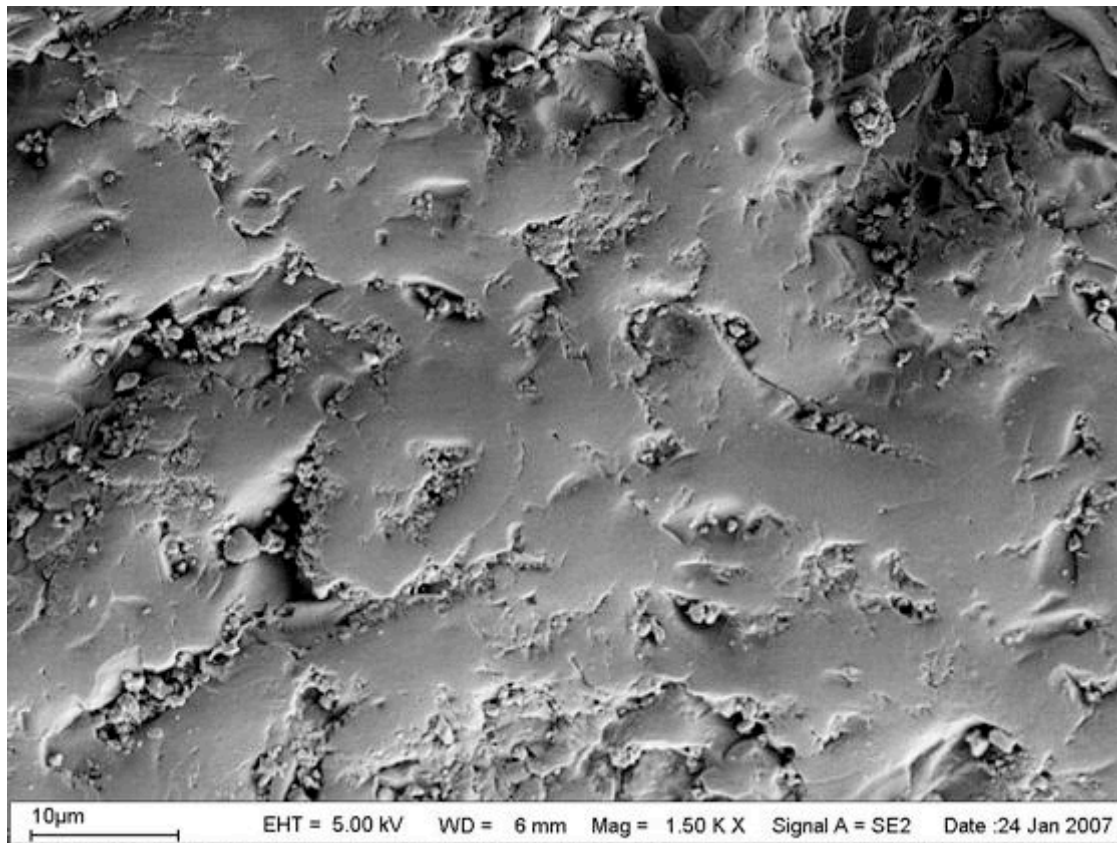
Kammer 11, CeHa WHITE CLASSIC Dentin, 400.000 Zyklen, 500-fache Vergrößerung



Kammer 11, CeHa WHITE CLASSIC Dentin, Baseline, 1500-fache Vergrößerung



Kammer 11, CeHa WHITE CLASSIC Dentin, 200.000 Zyklen, 1500-fache Vergrößerung



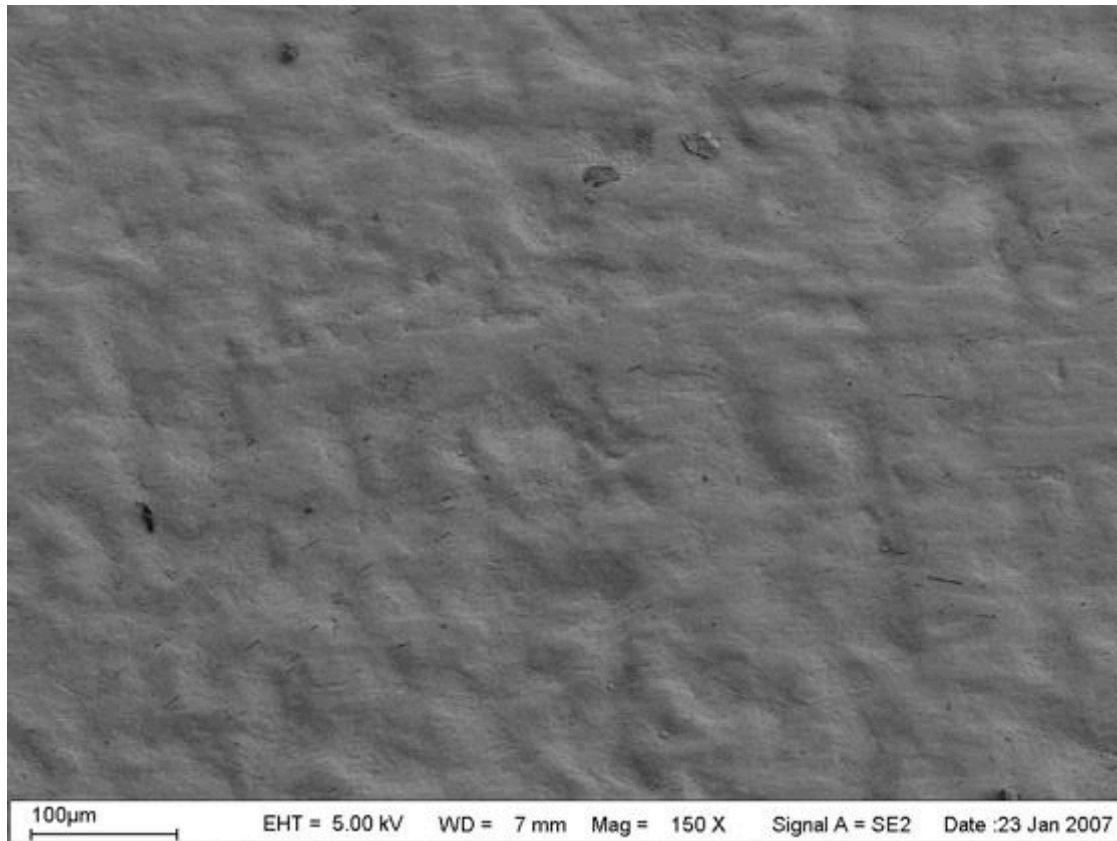
Kammer 11, CeHa WHITE CLASSIC Dentin, 400.000 Zyklen, 1500-fache Vergrößerung



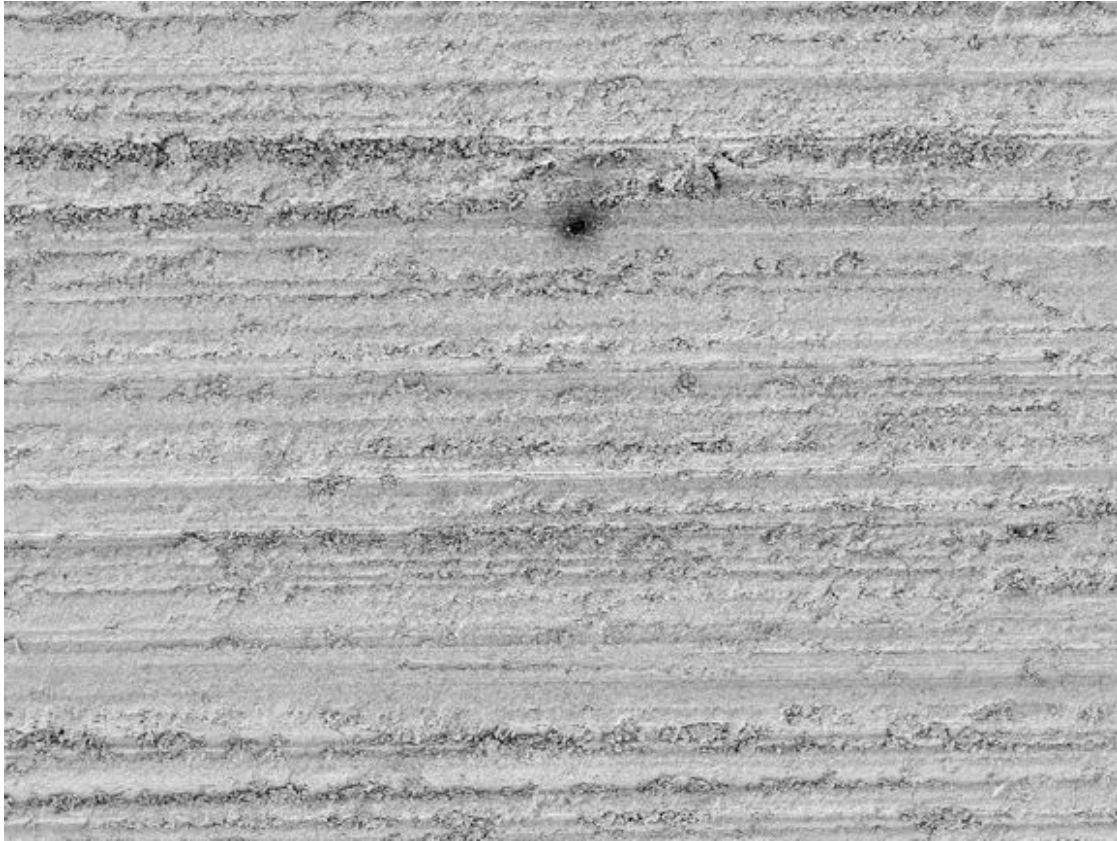
Kammer 12, Schmelzstück, Baseline, 150-fache Vergrößerung



Kammer 12, Schmelzstück, 200.000 Zyklen, 150-fache Vergrößerung



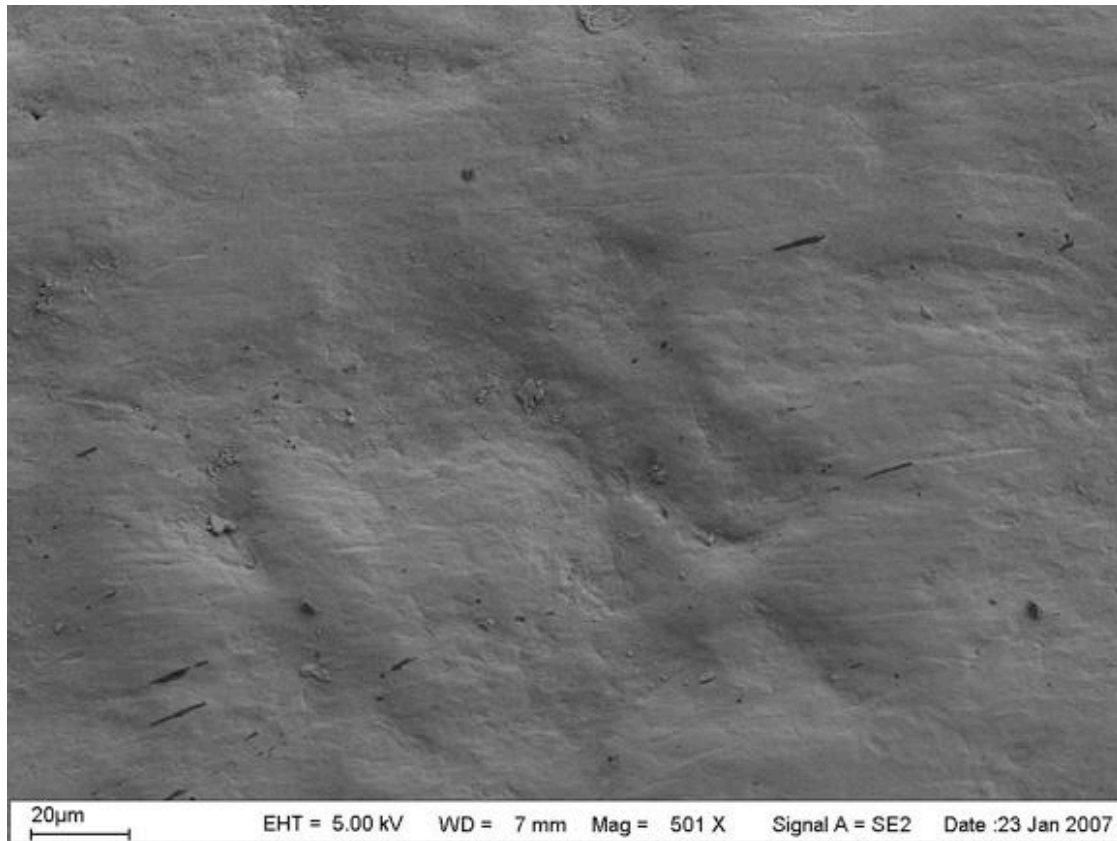
Kammer 12, Schmelzstück, 400.000 Zyklen, 150-fache Vergrößerung



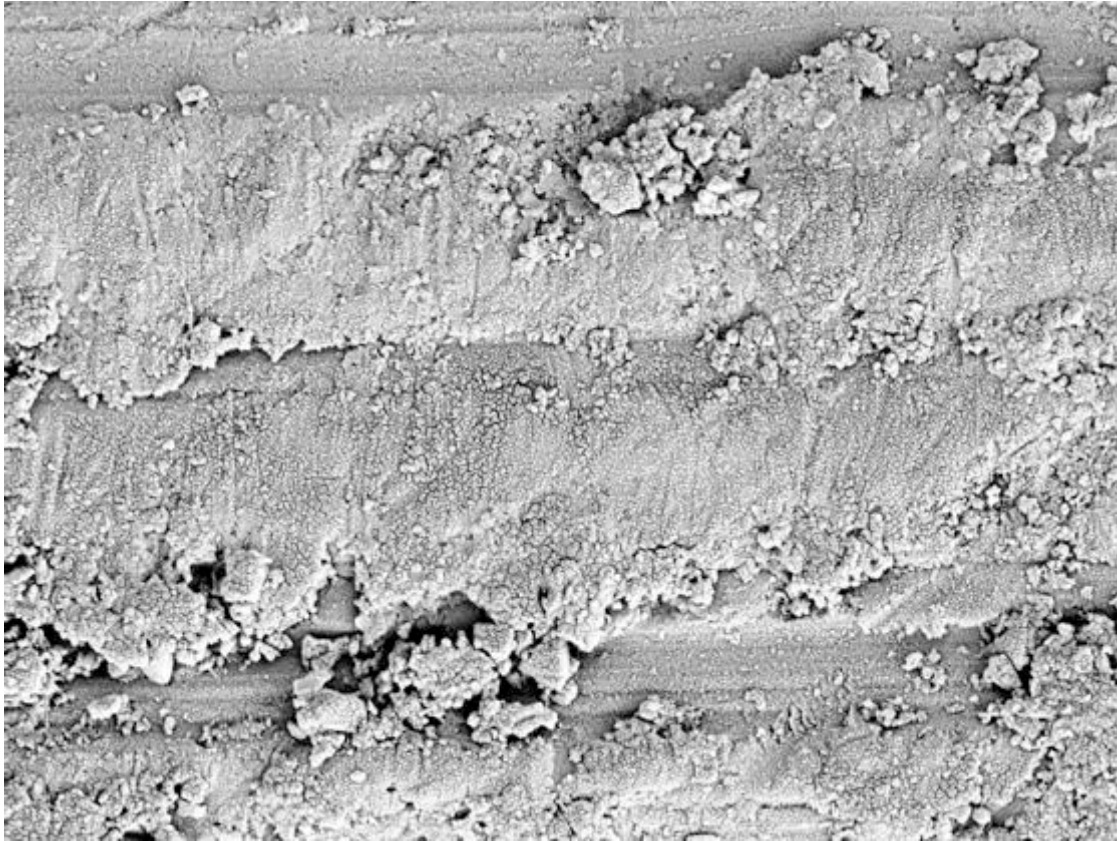
Kammer 12, Schmelzstück, Baseline, 500-fache Vergrößerung



Kammer 12, Schmelzstück, 200.000 Zyklen, 500-fache Vergrößerung



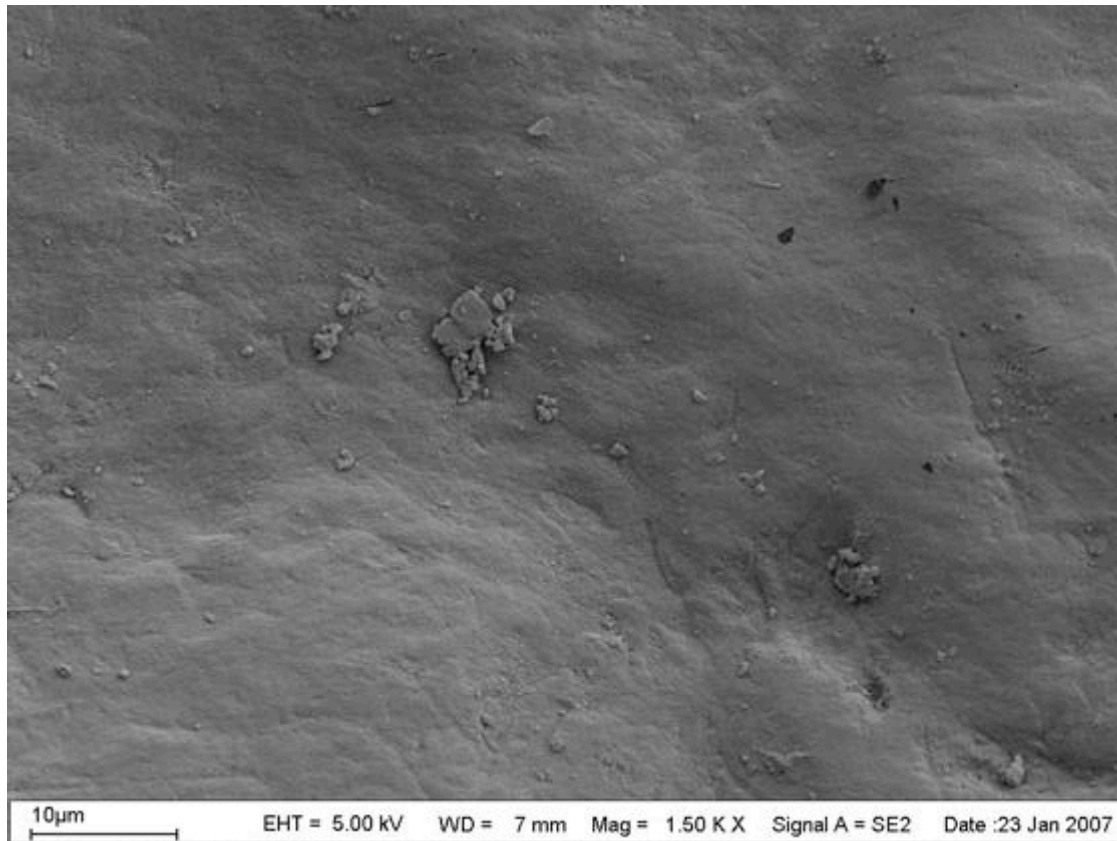
Kammer 12, Schmelzstück, 400.000 Zyklen, 500-fache Vergrößerung



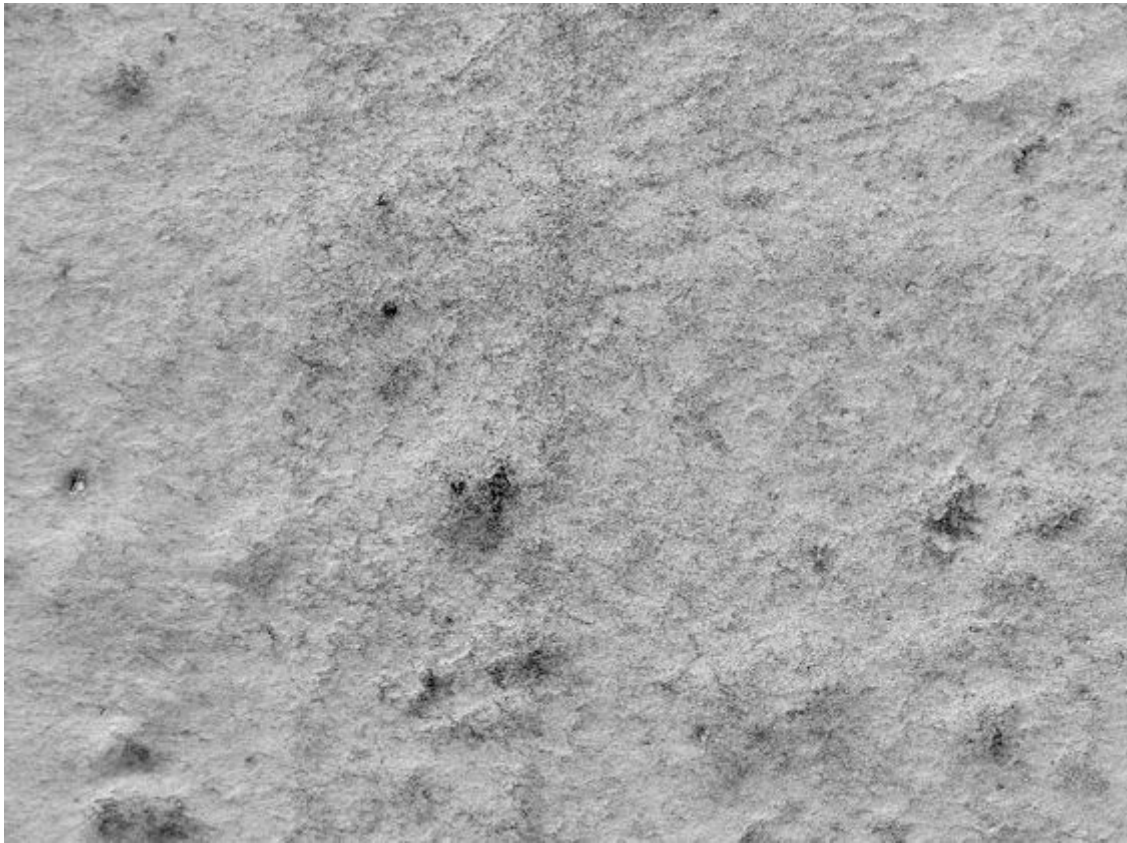
Kammer 12, Schmelzstück, Baseline, 1500-fache Vergrößerung



Kammer 12, Schmelzstück, 200.000 Zyklen, 1500-fache Vergrößerung



Kammer 12, Schmelzstück, 400.000 Zyklen, 1500-fache Vergrößerung



Klebefuge zw. Kammer 12 (Schmelz) und CARISMA, 200.000 Zyklen, 100-fache Vergrößerung

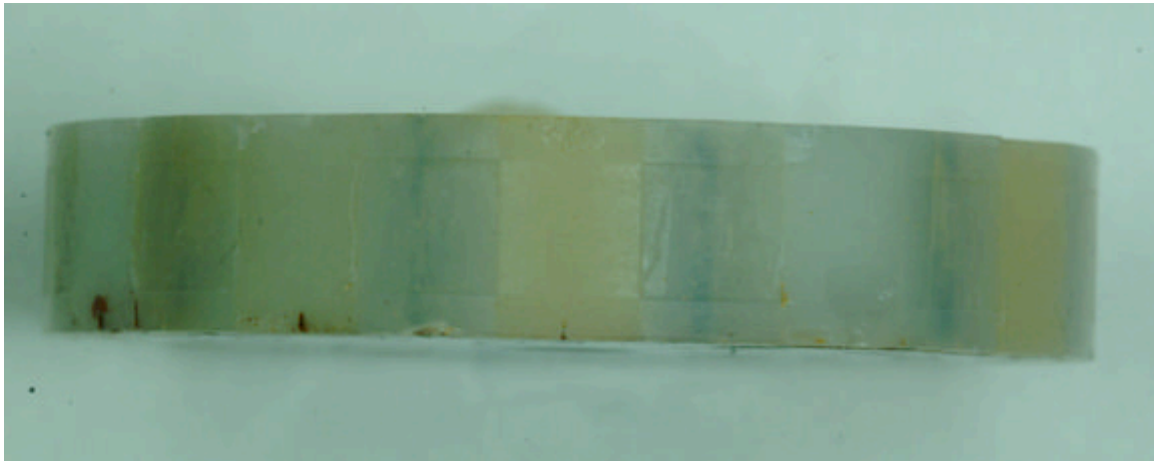


Photo Rad 3, Kammer 9, 400.000 Zyklen

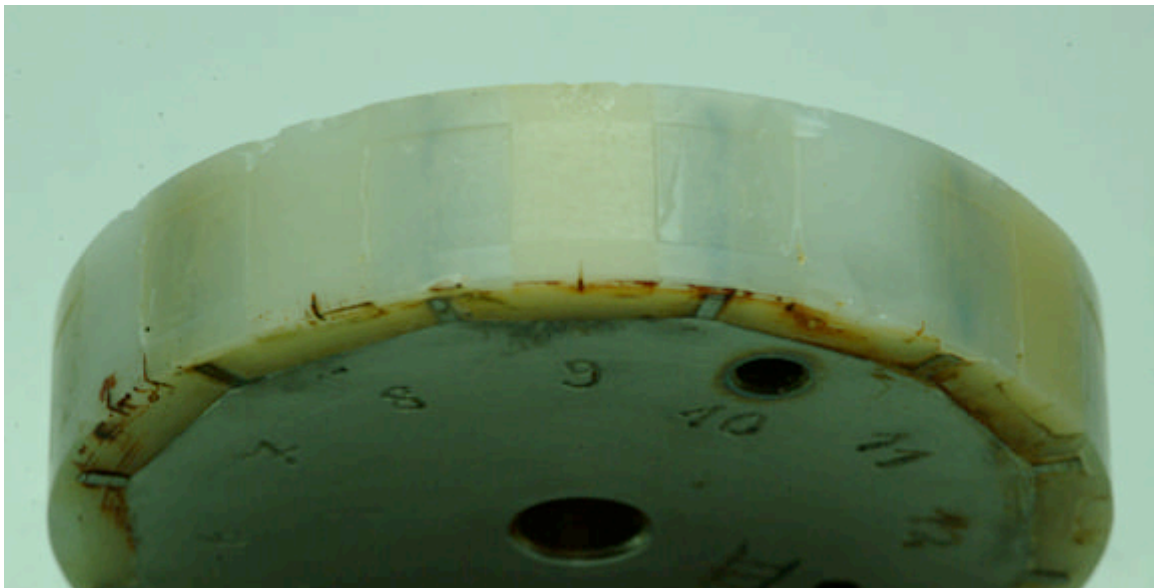


Photo Rad 3, Kammer 9, 400.000 Zyklen

10 Anhang

10.1 Numerische Darstellung der Abrasion

Nachfolgend sind numerisch alle Ergebnisse für jede einzelne Keramik bei allen Zyklen aufgeführt.

VITA Omega 900

	100.000 Zyklen	200.000 Zyklen	300.000 Zyklen	400.000 Zyklen
Mittelwert	-1.52820	-2.83060	-3.88530	-4.63740
Standardfehler des Mittelwertes	0.369563	0.461209	0.620504	0.923388
Median	-1.58450	-2.54950	-4.18050	-4.12700
Standardabweichung	1.168660	1.458469	1.962204	2.920010
Varianz	1.366	2.127	3.850	8.526
Spannweite	3.420	3.965	5.847	8.906
Minimum	-3.021	-5.078	-6.633	-9.531
Maximum	0.399	-1.113	-0.786	-0.625
Perzentile 25	-2.82275	-4.42975	-5.36250	-7.26775
Perzentile 50	-1.58450	-2.54950	-4.18050	-4.12700
Perzentile 75	-0.66450	-1.64375	-2.28025	-2.49150

CeHa WHITE CLASSIC Schmelzmasse

	100.000 Zyklen	200.000 Zyklen	300.000 Zyklen	400.000 Zyklen
Mittelwert	-1.75370	-3.43790	-4.88650	-6.44460
Standardfehler des Mittelwertes	0.299532	0.487480	1.262611	0.774764
Median	-1.70500	-3.38350	-5.87000	-6.74700
Standardabweichung	0.947205	1.541546	3.992727	2.450019
Varianz	0.897	2.376	15.942	6.003
Spannweite	3.018	5.022	13.421	7.595
Minimum	-3.133	-5.640	-10.854	-8.944
Maximum	-0.115	-0.618	2.567	-1.349
Perzentile 25	-2.59175	-4.45225	-7.51800	-8.70925
Perzentile 50	-1.70500	-3.38350	-5.87000	-6.74700
Perzentile 75	-1.06775	-2.69650	-1.44450	-5.16125

IMAGINE REFLEX

	100.000 Zyklen	200.000 Zyklen	300.000 Zyklen	400.000 Zyklen
Mittelwert	-1.87150	-3.23030	-4.47340	-6.06540
Standardfehler des Mittelwertes	0.566332	0.597134	0.779474	0.786311
Median	-2.04650	-3.52300	-5.19900	-6.07300
Standardabweichung	1.790900	1.888303	2.464913	2.486533
Varianz	3.207	3.566	6.076	6.183
Spannweite	6.000	7.151	8.031	8.150
Minimum	-3.774	-5.776	-8.753	-10.361
Maximum	2.226	1.375	-0.722	-2.211
Perzentile 25	-3.31675	-4.17525	-5.86550	-8.13875
Perzentile 50	-2.04650	-3.52300	-5.19900	-6.07300
Perzentile 75	-1.28525	-2.79500	-2.49450	-3.82100

ducera gold

	100.000 Zyklen	200.000 Zyklen	300.000 Zyklen	400.000 Zyklen
Mittelwert	-1.94820	-3.14530	-3.82930	-5.79160
Standardfehler des Mittelwertes	0.397217	0.562459	0.720121	0.717601
Median	-2.48550	-3.31200	-4.59900	-5.78000
Standardabweichung	1.256111	1.778651	2.277223	2.269253
Varianz	1.578	3.164	5.186	5.150
Spannweite	3.946	6.578	5.688	7.152
Minimum	-3.171	-5.827	-6.368	-9.380
Maximum	0.775	0.751	-0.680	-2.228
Perzentile 25	-2.84275	-4.24075	-6.07625	-7.54675
Perzentile 50	-2.48550	-3.31200	-4.59900	-5.78000
Perzentile 75	-0.94375	-2.52850	-1.44200	-3.60800

VITA VM 9

	100.000 Zyklen	200.000 Zyklen	300.000 Zyklen	400.000 Zyklen
Mittelwert	-1.24810	-2.57950	-3.66190	-4.91230
Standardfehler des Mittelwertes	0.442596	0.530601	0.462164	0.634037
Median	-1.70450	-2.55750	-4.26250	-4.72700
Standardabweichung	1.399610	1.677908	1.461492	2.005002
Varianz	1.959	2.815	2.136	4.020
Spannweite	4.523	5.674	4.226	5.911
Minimum	-2.951	-5.140	-5.786	-8.013
Maximum	1.572	0.534	-1.560	-2.102
Perzentile 25	-2.44050	-3.65325	-4.71425	-6.16675
Perzentile 50	-1.70450	-2.55750	-4.26250	-4.72700
Perzentile 75	-0.29675	-1.90350	-2.25225	-3.46575

VITA VM 13

	100.000 Zyklen	200.000 Zyklen	300.000 Zyklen	400.000 Zyklen
Mittelwert	-1.57920	-3.03700	-4.12670	-5.82900
Standardfehler des Mittelwertes	0.406973	0.497672	0.495667	0.594740
Median	-1.91300	-3.03700	-3.80100	-5.72650
Standardabweichung	1.286963	1.573776	1.567436	1.880733
Varianz	1.656	2.477	2.457	3.537
Spannweite	4.431	5.439	4.542	5.083
Minimum	-3.096	-5.762	-6.844	-8.512
Maximum	1.335	-0.323	-2.302	-3.429
Perzentile 25	-2.49000	-3.73625	-5.50650	-7.68600
Perzentile 50	-1.91300	-3.03700	-3.80100	-5.72650
Perzentile 75	-1.08375	-2.17675	-2.77450	-4.09375

GC Initial Zr

	100.000 Zyklen	200.000 Zyklen	300.000 Zyklen	400.000 Zyklen
Mittelwert	-2.04680	-3.64160	-4.26690	-6.03910
Standardfehler des Mittelwertes	0.348634	0.451690	0.857235	0.648873
Median	-2.10950	-3.53650	-3.76750	-5.51500
Standardabweichung	1.102478	1.428368	2.710817	2.051916
Varianz	1.215	2.040	7.349	4.210
Spannweite	3.990	5.218	10.259	6.773
Minimum	-4.675	-5.705	-10.432	-10.513
Maximum	-0.685	-0.487	-0.173	-3.740
Perzentile 25	-2.27375	-4.62675	-5.40575	-7.33425
Perzentile 50	-2.10950	-3.53650	-3.76750	-5.51500
Perzentile 75	-1.23000	-3.06050	-2.78950	-4.58125

Cercon ceram S

	100.000 Zyklen	200.000 Zyklen	300.000 Zyklen	400.000 Zyklen
Mittelwert	-1.83250	-3.50670	-3.75450	-5.29430
Standardfehler des Mittelwertes	0.280026	0.466049	0.615963	0.724933
Median	-2.00950	-3.63100	-4.27600	-5.57550
Standardabweichung	0.885520	1.473775	1.947845	2.292439
Varianz	0.784	2.172	3.794	5.255
Spannweite	2.904	5.234	5.813	7.070
Minimum	-3.397	-5.799	-6.235	-8.293
Maximum	-0.493	-0.565	-0.422	-1.223
Perzentile 25	-2.45100	-4.51125	-5.26350	-7.18900
Perzentile 50	-2.00950	-3.63100	-4.27600	-5.57550
Perzentile 75	-1.12150	-2.68300	-1.91100	-3.46625

Cercon ceram Express

	100.000 Zyklen	200.000 Zyklen	300.000 Zyklen	400.000 Zyklen
Mittelwert	-1.72950	-3.14100	-3.70270	-4.98230
Standardfehler des Mittelwertes	0.348678	0.619613	0.898926	0.870068
Median	-1.81250	-3.23650	-4.67150	-4.96750
Standardabweichung	1.102616	1.959387	2.842655	2.751395
Varianz	1.216	3.839	8.081	7.570
Spannweite	4.009	6.809	9.032	8.344
Minimum	-3.669	-6.237	-7.974	-9.118
Maximum	0.340	0.572	1.058	-0.774
Perzentile 25	-2.37375	-4.50250	-5.87575	-7.16625
Perzentile 50	-1.81250	-3.23650	-4.67150	-4.96750
Perzentile 75	-0.83875	-1.76725	-1.03050	-2.75025

ivoclar IPS e.max Ceram

	100.000 Zyklen	200.000 Zyklen	300.000 Zyklen	400.000 Zyklen
Mittelwert	-1.37690	-2.76250	-3.74410	-4.72350
Standardfehler des Mittelwertes	0.688135	0.605781	0.814651	0.997897
Median	-1.57750	-3.13650	-4.31150	-5.10250
Standardabweichung	2.176075	1.915646	2.576153	3.155629
Varianz	4.735	3.670	6.637	9.958
Spannweite	7.710	5.768	8.790	10.283
Minimum	-4.215	-4.958	-7.625	-10.174
Maximum	3.495	0.810	1.165	0.109
Perzentile 25	-2.63125	-4.40500	-5.44575	-7.00650
Perzentile 50	-1.57750	-3.13650	-4.31150	-5.10250
Perzentile 75	-0.38975	-1.53175	-2.10600	-1.79325

CeHa WHITE CLASSIC Dentinmasse

	100.000 Zyklen	200.000 Zyklen	300.000 Zyklen	400.000 Zyklen
Mittelwert	-1.50040	-2.99370	-3.92210	-5.28590
Standardfehler des Mittelwertes	0.634089	0.581215	0.708646	0.618134
Median	-2.09850	-2.85300	-4.56600	-5.23600
Standardabweichung	2.005167	1.837965	2.240937	1.954710
Varianz	4.021	3.378	5.022	3.821
Spannweite	6.921	6.118	7.519	6.170
Minimum	-3.635	-6.673	-6.531	-8.297
Maximum	3.286	-0.555	0.988	-2.127
Perzentile 25	-2.66600	-4.08525	-5.48650	-7.07700
Perzentile 50	-2.09850	-2.85300	-4.56600	-5.23600
Perzentile 75	-0.69950	-1.65925	-2.58125	-3.91050

Zahnschmelz

	100.000 Zyklen	200.000 Zyklen	300.000 Zyklen	400.000 Zyklen
Mittelwert	-11.13640	-24.55150	-32.63850	-45.76890
Standardfehler des Mittelwertes	1.251136	2.681136	4.932803	5.132665
Median	-10.10750	-22.36500	-31.18850	-46.58050
Standardabweichung	3.956441	8.478497	15.598894	16.230912
Varianz	15.653	71.885	243.325	263.443
Spannweite	13.282	29.274	57.406	57.509
Minimum	-20.299	-39.407	-70.088	-77.439
Maximum	-7.017	-10.133	-12.682	-19.930
Perzentile 25	-13.60775	-30.13075	-37.21825	-53.88050
Perzentile 50	-10.10750	-22.36500	-31.18850	-46.58050
Perzentile 75	-8.54400	-19.62350	-21.96175	-36.82100

10.2 Scanner Einstellung

Scan-Parameter: Number of steps, „400“; Step distance, „30“; Thereshold min, „60“; Thereshold max, „250“; Ignored lines, „4“; X Pixel increment, „1“; Skipped frames, „2“; Move delay (ms), „0“; Multiscan step, „12000“; Multiscan number, „4“; Multiscan axis, „1“; Multiscan pause, „0“; Xfactor, „27.6337“, Z factor, „54.3764“; Sx factor, “-0.0026793”; Sy factor, “0.0048191”; LUT Exp., „1.7“; S diff max., „2“; Scan angle, „45“; Z_ccd min, „130“. *Rad-Parameter:* Anzahl Probenkammern, „12“; Ignorierter Bereich (%), „10“; Auflösung, „4“; Schritte pro Umdrehung, „6660“; Raddurchmesser, „50000“.

10.3 Curriculum Vitae

Name:	Thomas Johannes Schneider
Nationalität:	deutsch
Religion:	römisch – katholisch
Geboren:	08.01.1982 in München
Eltern:	Monika Maria Schneider, Zahntechnikerin Johann Erwin Schneider, selbstständiger Zahntechnikermeister
Geschwister:	Maria Magdalena, 04.10.1996
Familienstand:	ledig
1988–1992	Grundschule: Neuschwanstein Schule Hochzoll, Augsburg
1992–1998	Gymnasium: Rudolf–Diesel–Gymnasium, Augsburg; Mittlere Reife
1998–2000	Kollegstufe: Rossall School, Fleetwood, England; International Baccalaureate; Higher Level: German, Physics, Maths; Standard Level: English, Art, Economics; Extended Essay in physics
2000–2002	Universität: Regents College, London, England Level 200 in International Marketing
Seit 2002	Fernuniversität, Hagen, Fortsetzung des Studiums der Betriebswirtschaftslehre

2001–2007	Ludwig–Maximilians–Universität, München, Studium der Zahnheilkunde, Physikum im März 2004, Staatsexamen Oktober 2007 Approbation am 7. Oktober 2007
April 2008–Oktober 2008	Tätigkeit als Vorbereitungsassistent in der prothetischen Abteilung der Universitätsklinik in Freiburg
Oktober 2008–März 2009	Tätigkeit als Vorbereitungsassistent in der niedergelassenen Praxis Dr. M. T. Sebastian in München
seit April 2009	Tätigkeit als PG–Assistent in der Klinik für Präventivzahnmedizin, Parodontologie und Kariologie, Universität Zürich, Schweiz.

10.4 Danksagung

Ich möchte hier nochmals allen danken, die einen Teil zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Herrn Prof. Dr. Dr. W. Gernet danke ich dafür, dass er diese Studie in der Abteilung für Prothetik der Poliklinik der Ludwig–Maximilians–Universität, München, ermöglicht hat.

Besonderer Dank gebührt meiner Betreuerin Frau Dr. K. Spiegl für ihre großartige Unterstützung. Sie hat mir dieses Thema überlassen und stand mir zu jeder Zeit mit Rat und Tat zur Seite.

Herrn W. Gloger möchte ich nochmals recht herzlich danken, für die nicht selbstverständliche Unterstützung mit der Match 3D Software, der Scanneranwendung und den vielen Tips und Hints.

Herrn Prof. Dr. Kunzelmann danke ich für seinen Rat und seine Unterstützung.

Herrn Dr. K. Erdelt danke ich für seine Unterstützung bei gelegentlichen Computerproblemen.

Herrn Prof. Dr. R. Hickel danke ich für die Bereitstellung der Rasterelektronen Mikroskops.

Herrn Dr. Schweizer möchte ich an dieser Stelle danken, dass er mir beim Finden der Doktorarbeit behilflich war.

Zudem möchte ich mich bei Barbara Adolf, Johanna Meier und Alexander ter Steege für ihre Unterstützung danken.

Besonders danke ich meiner Familie für ihre Unterstützung während meines gesamten Studiums. Sie haben mir meine Ausbildung ermöglicht.